Aus der Wissenschaftichen Einrichtung 2
Poliklinik für zahnärztliche Prothetik
Dierektor: Prof. Dr. K. Eichner
des Fachbereiches Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Freien Universität Berlin

VERGLEICHENDE UNTERSUCHUNGEN ÜBER DIE KIPPMEIDENDE WIRKUNG VERSCHIEDENER GUSSKLAMMERKONSTRUKTIONEN AN ZAHNÄRZTLICHEN BILATERALEN FREIENDPROTHESEN

Dissertation
zur
Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde
am Fachbereich Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Zahnarzt Reiner Bergis
aus München

1978

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41544718_0010

Aus der Wissenschaftlichen Einrichtung 2
Poliklinik für zahnärztliche Prothetik
Direktor: Prof. Dr. K. Eichner
des Fachbereiches Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Freien Universität Berlin

VERGLEICHENDE UNTERSUCHUNGEN ÜBER DIE KIPPMEIDENDE WIRKUNG VERSCHIEDENER GUSSKLAMMERKONSTRUKTIONEN AN ZAHNÄRZTLICHEN BILATERALEN FREIENDPROTHESEN

Dissertation
zur
Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde
am Fachbereich Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Zahnarzt Reiner Bergis
aus München

Referent: Professor Dr. H. HEHRING

Korreferent: Professor Dr. K. EICHNER

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Promoviert am 19. April 1978

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereiches
Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Freien Universität Berlin

M e i n e r F r a u g e w i d m e t

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
1. EINLEITUNG und LITERATUR	1
1.1 Einleitung	1
1.2 Schrifttumsübersicht	2
1.3 Literatur zur Versuchsanordnung	7
1.3.1 Die Zahnbeweglichkeit	7
1.3.2 Die Resilienz des Prothesenlagers	8
1.3.3 Auf den Zahnersatz einwirkende Kräfte	9
1.4 Aufgabenstellung	13
2. VERSUCHSANORDNUNG	14
2.1 Das Modell	14
2.1.1 Die Ankerzähne	14
2.1.2 Das Prothesenlager	17
2.2 Die Meßapparatur	17
2.2.1 Vorbemerkung	17
2.2.2 Die Meßinstrumente	19
2.2.3 Die Modell- und Meßuhrenhalterung	19
2.3 Die Versuchseinrichtung	21
2.3.1 Die Benützung der Versuchseinrichtung für Abzugsversuche	23
2.3.2 Die Benützung der Versuchseinrichtung für Belastungsversuche	25
2.4 Der untersuchte Zahnersatz	25
2.5 Der Meßvorgang	28
2.5.1 Abzugsversuche	28
2.5.2 Belastungsversuche	29

Seite

3. ERGEBNISSE 30

3.1 Belastungsversuche: Meßergebnisse und Beschreibung der vertikalen Bewegungen der Prothesen 31

3.2 Abzugsversuche: Meßergebnisse und Beschreibung der vertikalen Bewegungen der Prothesen 56

3.3 Auswertung 82

3.3.1 Auswertung der Ergebnisse der Belastungsversuche 82

3.3.2 Auswertung der Ergebnisse der Abzugsversuche 84

4. DISKUSSION 87

5. ZUSAMMENFASSUNG 90

6. LITERATURVERZEICHNIS 92

Lebenslauf 99

1. EINLEITUNG und LITERATUR

1.1 Einleitung

Die bilaterale Freiendprothese ist von jeher zu den problematischsten Zahnersatzkonstruktionen gerechnet worden. So wurden die dabei auftretenden kinematischen Probleme und die Eignung verschiedener Verankerungselemente immer wieder untersucht.

Auch heute noch ist die günstigste Gestaltung der Verankerungselemente umstritten, wenn es sich um die nach heutigen Erkenntnissen gebräuchlichste zweckmäßige Form - Gußklammern im Rahmen der sogenannten Modellgußprothesen - handelt.

Bei dem Entwurf bilateraler Freiendprothesen muß einer Funktion besondere Aufmerksamkeit zugemessen werden. Es ist dies die kippmeidende Wirkung der Konstruktion, die vorhanden sein muß, wenn das Kausystem des Patienten subjektiv und objektiv vollwertig wiederhergestellt werden soll. Durch die Mannigfaltigkeit der Konstruktionen bedingt, finden viele kippmeidende Systeme Anwendung, vor allem, wenn es gilt, einer prothetisch ungünstigen Situation Rechnung zu tragen. Dabei müssen oft Kompromisse geschlossen werden, die unter Umständen Patient und Behandler nicht ganz zufriedenstellen.

1.2 Schrifttumsübersicht

Die Freiendprothese ist eine häufig anzuwendende prothetische Arbeit in der Zahnheilkunde. So fanden KÖRBER, E., LEHMANN und PANGIDIS (26) unter 772 nachuntersuchten Teilprothesen 55,7 % Freiendprothesen; VOSS (47) beschreibt die Tatsache, daß 23 % aller prothetisch zu versorgenden Patienten diesen Zahnersatz benötigten. Aufgrund dieses Faktums beschäftigten sich viele namhafte Autoren bereits frühzeitig mit diesem Teilaspekt der partiellen Prothese. Dabei stand von jeher die größtmögliche Schonung sowohl des Parodontiums der Klammer- und Stützzähne als auch des belasteten Prothesenlagers im Vordergrund.

Vor dem Kriege, aber auch noch einige Zeit danach, glaubte man dieser Forderung durch Anwendung einer federnden Verbindung zwischen Prothesensattel und Restgebiß bei dieser Form des Zahnersatzes am besten nachkommen zu können.

Als erster befaßte sich KANTOROWICZ (22) ausführlich mit der Kinematik von Freiendprothesen. Er versuchte mit vereinfachten Modellen - Balken und Drahtbogen auf elastischer Unterlage - Gesetze über die Belastungsverteilung zwischen Stützzahn und Prothesenlager darzustellen und kam zu folgenden Ergebnissen:
Nur bei Belastung im mesialen Satteldrittel ist eine

dentale Abstützung von Bedeutung; der Sattel sinkt translativ ein, die Kaulast liegt auf dem Stützzahn. Bei Belastung der Sattelmitte ist die Randeinsenkung beim gestützten Sattel schon größer als beim rein schleimhautgetragenen. Bei Belastung des distalen Satteldrittels wird der Ankerzahn nicht mehr durch Druck, sondern nur noch auf Zug beansprucht. Seine Untersuchungen führten KANTOROWICZ weiterhin zu dem Schluß, daß bei bilateralen Freiendprothesen die Hälfte der Kaukraft vom belasteten Sattel über den Sublingualbügel auf den unbelasteten Sattel übertragen werde, mithin ein Belastungsausgleich unter den Sätteln stattfinden müsse.

REICHENBACH (40) führte vergleichende klinische Untersuchungen zwischen federnden und starren Konstruktionen durch. Nachdem er als entscheidenden Vorteil der starren Konstruktionen ein Nichteinsinken der Prothesensättel hervorhob, machte man sich allgemein bald das Postulat der NEY-Company (36) zueigen, nach dem eine Klammer vermessen und auf dem Modell gegossen werden sollte. Abstützung (Support), Absteifung (Bracing) und Retention wurden als Funktionselemente jeder Klammerkonstruktion gefordert. Hinsichtlich der Verankerung von Freiendprothesen durch die dafür vorgesehenen Klammergrundformen des NEY-Systems wurde klinisch empirisch ermittelt, daß oftmals keine ausreichende kippmeidende Wirkung vorhanden war. So beklagten HEHRING (14) und MARXKORS (33)

eine mangelhafte kippmeidende Wirkung dieser NEY-Konstruktionen im Oberkiefer bei ungünstigen Ausgangsbefunden; HEHRING konnte eine meßbare Verbesserung dieser Funktion auch durch Änderung der Einschubrichtung - wie bei NEY angegeben - praktisch nicht feststellen. Die kippmeidende Wirkung der zur Verankerung von Freiendprothesen geeigneten NEY-Klammern wird durch extensive Ausnutzung der sattelnahen approximalen Retentionsflächen der endständigen Zähne erreicht. Waren in diesem Bereich keine oder nur unzureichende untersichgehende Gebiete vorhanden, bediente man sich der sogenannten "indirekten Kippmeider", mit denen sich HIRSEKORN (16) bereits 1938 auseinandersetzte. Er stellte fest: "Die allgemein verwendeten indirekten Kippmeider - Ausläufer zu den Tubercula von widerstandsfähigen Frontzähnen, etwa den Eckzähnen - üben einen ständig wirkenden Druck auf ungeschützte Zähne aus." Er schlug deshalb einen direkten Kippmeider vor, der aus einer unkomplizierten Anschlagscheibe mit geringer horizontaler Ausdehnung an der sattelnahen Proximalfläche des endständigen Zahnes bestand.

Auch SCHÖN (44) bezeichnete 1962 die sogenannten fortlaufenden Klammern und druckbrechenden Fortsätze als "völlig überflüssig, ja oft schädlich". SINGER und SCHÖN (43) verglichen die Wirkung solcher Kippmeider und Schubverteiler mit der eines orthodontischen Apparates.

BAUER und LANGER (2) bezeichneten Kippmeider nur in Ver-

bindung mit zusätzlichen vertikalen Abstützungen in der Front als tolerierbar.

MARXKORS (34) hebt hervor, daß die fortlaufende Klammer bei Freiendprothesen ungeeignet sei, da bei Einlagerung der Sättel eine Rotation erfolgt, wobei sich die fortlaufende Klammer von den Frontzähnen abhebt.

Trotz dieser Erkenntnisse werden weiterhin indirekte Kippmeider in Form der "Kragenplatte" angewendet, bei der die Tubercula aller Frontzähne des Restgebisses bedeckt werden. So fand PFÜTZ (38) noch 1972 unter 1250 kontrollierten, nicht spezifizierten Modellgußprothesen im Oberkiefer 92 %, im Unterkiefer 30 % Kragenplatten. 1974 untersuchten FINGER und JUNG (11) 1393 Modellgußprothesen aus gewerblicher Fertigung und konstatierten 41,1 % Kragenplatten. Der Anteil der Freiendprothesen lag bei 54 %.

Obwohl man davon ausgehen kann, daß die Konstruktion einer Modellgußprothese mit Kragenplatte oder fortlaufender Klammer ohne zusätzliche Abstützungen und Absteifungen im Frontzahnbereich heute fast als Kunstfehler anzusehen ist, zeigt doch die hohe Zahl der aus kippmeidenden Gründen eingegliederten Kragenplatten die Bedeutung, die dieser Funktion der Verankerung zugemessen wird. Zur Lösung des Problems empfahl HEHRING (14) bei fehlenden sattelnahen Retentionsgebieten die Schaffung günstiger Verhältnisse durch Eingliederung von Kronen

oder Gußfüllungen an den endständigen Zähnen. Auf diese Weise sei es stets möglich, senkrecht zur Kauebene ein ausreichend dimensioniertes Retentionsfeld an der sattelnahen Proximalfläche des Ankerzahnes zu erhalten, das für die einwandfreie Funktion der für Freiendprothesen geeigneten NEY-Klammern unumgänglich ist. HEHRINGS Empfehlung kommt der Forderung von SINGER und SCHÖN (43) entgegen, schon im Hinblick auf die hohe Kariesfrequenz der europäischen Bevölkerung Ankerzähne generell zu überkronen.

BRUNNER (5) mißt ebenfalls dem sattelnahen Retentionsgebiet große Bedeutung zu und vertritt die Ansicht, daß eine sattelseitig geöffnete Klammer den den Sattel von seiner Unterlage abziehenden Kräften den größten Widerstand entgegensetzt.

HOFFMANN (17) verwies auf die Feststellung, daß die Summe aller an einer Prothesenkonstruktion vorhandenen Klammerkräfte dem im Sinne einer Abhebelung der Sättel von Freiendprothesen angreifenden Kaudruckanteil wirksam begegnet.

Die kinematischen Untersuchungen von JÜDE (18,19,20,21) ergaben, daß sich die durch verschiedene Belastungen zustandekommenden Prothesenbewegungen aus Kippungen und Verbiegungen der Prothesengerüste und der Klammern an sich zusammensetzen.

1.3 Literatur zur Versuchsanordnung

Ein Modellversuch erlaubt Rückschlüsse über das Verhalten eines eingegliederten Zahnersatzes nur dann, wenn das Modell so gebaut ist, daß es der Biophysik des Parodonts und der Gingiva Rechnung trägt. Dazu müssen Zahnbeweglichkeit, Schleimhautresilienz und die auf Zahnersatz und Prothesenlager einwirkenden Kräfte bekannt sein.

1.3.1 Die Zahnbeweglichkeit

Die Zahnbeweglichkeit ist keine feste Größe, da sie in verschiedenen Kieferabschnitten sehr unterschiedlich sein kann und stark vom Zustand des gesamten Parodonts eines jeden Patienten abhängt.

Aus parodontologischer Sicht hat sich MÜHLEMANN (35) mit der Zahnbeweglichkeit befaßt. Er ermittelte für Frontzähne bei axialer Belastung mit 2 kp eine physiologische Intrusion von 100 bis 400 Mikron.

REHM, KÖRBER und KÖRBER (39) haben die Bewegungen von unteren Prämolaren gemessen. Für die Intrusion bei axialer Belastung fanden sie Werte, die sich zwischen 35 Mikron bei Anwendung von 2 kp und 75 Mikron bei Anwendung von 12 kp bewegten. Die distale Auslenkung bei horizontalem Schub von 1 kp beträgt nach ihren Ergebnissen 130 Mikron.

KÖRBER, K.-H. (27) untersuchte die Rückstellung seitlich belasteter Zähne. Seinen Messungen zufolge ist der Zahn

nicht federnd befestigt, sondern bewegt sich langsam aufgrund der hydrostatischen Wirkung des Gefäßsystems in seine Ausgangsstellung zurück. KÖRBER stellte zudem an extrahierten Zähnen eine Stauchung unter axialer Belastung fest, die jedoch sehr gering ist. Bei einer Belastung von 10 kp machte sie nur 0,015 % der Zahnlänge aus; das entspricht bei einem Zahn von 20 mm Länge einer Strecke von 3 Mikron.

1.3.2 Die Resilienz des Prothesenlagers

Die Schleimhautresilienz der einzelnen Kieferregionen ist unterschiedlich groß und im Unterkiefer wesentlich kleiner als im Oberkiefer [JÜDE (18)]. Unter totalen Prothesen ermittelte PFEIFFER (37) eine maximale Nachgiebigkeit der Schleimhaut von 1 mm. BONYHARD (4) maß die Resilienz unter einem Prothesensattel und gab sie mit 200 bis höchstens 600 Mikron an. BELGER (3) erzielte bei einem Druck von 6 - 7 kg/cm^2 Werte zwischen 0,3 und 1,5 mm.

REHM, KÖRBER und KÖRBER (39) entwickelten ein elektronisches Gerät, das den Resilienzweg auf dem Kieferkamm als Funktion der Belastung aufschreibt. Die Schleimhaut wird von einem Stempel mit 0,12 cm^2 Fläche eingedrückt. Bei einer Belastung von 800 pond maßen sie eine Resilienz von 250 Mikron (Abb. 3). Die Schmerzgrenze wurde von den Autoren mit durchschnittlich 300 Mikron angegeben.

1.3.3 Auf den Zahnersatz einwirkende Kräfte

Über die beim Kauvorgang angewendeten Kaukräfte liegen die unterschiedlichsten Meßergebnisse vor. Bereits 1923 teilte WUSTROW [Zitat nach EICHNER (6)] die Kaukraft in drei Bereiche ein:

1. die theoretisch mögliche Kaukraft (200 kp),
2. die physiologisch mögliche Kaukraft (9 - 25 kp),
3. die physiologisch notwendige Kaukraft (2 - 4 kp).

Die Aussage über die physiologisch notwendige Kaukraft wird durch die Untersuchungen von ROHRBACH und EICHNER (42) bestätigt. Die Mittelwerte ihrer Messungen liegen bei 5,2 kp, die Spitzenwerte bei 14,5 kp.

KÖRBER, E. (23) und EICHNER (6,7) erhielten Werte für den Kaudruck von 2 - 4 kp/cm^2. EICHNER (7) ermittelte bei elektronischen Kaukraftmessungen eine durchschnittliche Kaukraft von 1,753 kp.

Das durchschnittliche Kaukraftaufnahmevermögen einer sattelfern abgestützten Unterkiefer-Freiendprothese wurde von WINDECKER (48) gemessen. Die Prothese konnte in der Prämolarengegend 11 - 19 kp, in der Molarengegend zwischen 7,5 und 11,5 kp an Kraft aufnehmen.

Die Kaukraft ist jedoch nur eine der Kräfte, die auf den Zahnersatz und über den Zahnersatz auf Zähne, Parodont und Prothesenlager einwirken. EICHNER (8) vertritt die Ansicht, daß man allgemein bei der Basis-

Autor	Jahr	Art und Ort der Messung	kp
UHLIG	1953	Antagonistenpaare	21-25
SCHREIBER	1957	UK-Prämolar	24
ROHRBACH und EICHNER	1958	natürliche Zähne	5,2
WINDECKER	1964	UK-Freiendprothese	7,5-11-19
KUCK	1967	OK-Modellgußprothese	31,5
WINDECKER	1973	UK-Freiendprothese	8,5-11-17,2
LUDWIG	1975	Seitenzahnreihe geschient uni-/bilateral	85-110-140

Tab. 1: Kaukraftwerte, Auszug aus dem Schrifttum [nach GAUL, JUNG und WÖLTGE (13)]

gestaltung zur Überbewertung der Kaufunktion neige, weil diese Kraftentfaltung destruierend auf Prothese und Zähne wirken könne.

Im allgemeinen erreicht man die sinnvolle Übertragung, Verteilung und Abfangung aller auf die Prothese einwirkenden Kräfte - neben dem Kaudruck Zug, Schub und Kippung - durch die Auswahl geeigneter Verankerungselemente an den Pfeilerzähnen und durch Druckverteilung über eine richtige Satteldimensionierung und zweckmäßige Gestaltung der Verbindungselemente der Prothesensättel.

Eine besondere Problematik ergibt sich - bezogen auf die Gußklammer als Verankerungselement - hinsichtlich der günstigsten Lage der Abstützungsteile.

Während viele Autoren (22,24,25,30,41,50) die sattelferne Abstützung wegen der gleichmäßigeren Belastung für das Prothesenlager bevorzugen, halten andere (31,32,34) dagegen, daß der auf die Schleimhaut übertragene Druck umso stärker wird, je weiter peripher eine Freiendprothese abgestützt wird.

KÖRBER behandelt in seinem Lehrbuch (28) die Thematik der Doppelauflagen und beschreibt eine Lösung als ideal, bei der ein sattelferner Pfeiler vollaxial, d.h. mit Doppelauflagen, abgestützt wird, wobei die Distalauflage auf den endständigen, eigentlichen Klammerzahn erweitert wird.

WINDECKER und HERMANNS (50) empfehlen die sattelnahe Abstützung bei natürlichen Antagonisten zum ersten Satteldrittel. LUDWIG (32) erhebt die Forderung, bei sattelnaher Abstützung die Restzähne zu verblocken und im distalen Drittel des Sattels keine Zähne aufzustellen.
MARXKORS' Konstruktionsprinzipien für Modellguß-Freiendprothesen (34) beinhalten die dentale sattelnahe Abstützung und ein Nichtbelasten des distalen Drittels des Freiendsattels bei größtmöglicher Ausdehnung der Basis.
Diese größtmögliche Ausdehnung des Prothesensattels erweist sich bei starrer Abstützung als parodont-schonend [FISCHER (12), SCHÖN (44), KÖRBER und HENERS (29)].

Einen weiteren Aspekt erbrachte JÜDE (18,19,20,21) mit seinen Arbeiten über die Kinematik von Freiendprothesen unter der Einwirkung verschiedener Belastungen. Er stellte den Begriff "starre Abstützung" bei diesem Zahnersatz

aufgrund der von ihm festgestellten Verbiegungen der Prothesengerüste in Frage.

KÖRBER und HENERS (29) bezeichneten dann auch die NEY-Gußklammern als bedingt starre Verankerungselemente. GAUL, JUNG und WÖLTGE (13) belasteten Modellgußgerüste nur bis 50 N, um eine bleibende Deformation zu verhindern, die eintritt, wenn die Proportion zwischen Zugspannung und Dehnung verlorengeht.

Die nur bedingt starre Verankerung hält auch die Belastung des Pfeilerzahnes in Grenzen, die nach SCHREIBER (45) in erster Linie vom Resilienzweg des Sattels abhängt. Seinen Untersuchungen zufolge ist nicht so sehr die auf den Zahn einwirkende Kippkraft von Bedeutung, sondern der Kippweg.

Eine Kippung von Freiendprothesen tritt unter anderem ein bei Belastung im distalen Satteldrittel oder bei einseitiger starker vestibulärer Belastung [JÜDE (18,19,21)]. Ein Abheben des Prothesensattels vom Lager kann durch Muskelzug und Zungendruck bei falscher Dimensionierung der Prothesenbasis, durch den Speisebrei oder extrem klebrige Speisen, im Oberkiefer zudem durch das Eigengewicht des Zahnersatzes hervorgerufen werden. Der auf den Zahnersatz einwirkenden Schubkraft kann erfolgreich durch ausreichend dimensionierte, richtig angewendete Absteifungsteile der Klammern begegnet werden [NEY-Company (36), MARXKORS (34), HEHRING (14) u.a.]. Dem Zug

wirkt bei richtig vermessenen Klammern der Retentionsarm entgegen, der nach Untersuchungen von EISELT (9) und BARZ (1) Abzugskräften bis zu 2000 pond widersteht.

1.4 Aufgabenstellung

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich ausschließlich mit der kippmeidenden Wirkung von gegossenen Klammerkonstruktionen als Verankerungselemente bilateraler Freiendprothesen. Dazu soll auf einem Phantommodell durch vergleichende Untersuchungen verschiedener Konstruktionen, die auf den linken Prothesensattel einwirkenden Abzugs- und Belastungskräften ausgesetzt werden, deren kippmeidende Wirkungen festgestellt und kritisch beurteilt werden.

Berücksichtigung findet dabei auch der Einfluß unterschiedlicher topographischer Verhältnisse an den endständigen Ankerzähnen.

2. VERSUCHSANORDNUNG

2.1 Das Modell

Für alle Versuche wurde ein gemeinsames Kunststoffmodell hergestellt. Es entspricht in seinen Maßen einem durchschnittlich großen Unterkiefermodell. Das anteriore Restgebiß wird durch Frasaco-Zähne von 35 nach 45 gebildet; auf beiden Seiten fehlen die Molaren (Abb. 5 und 6).

2.1.1 Die Ankerzähne

In dem symmetrischen Modell dienen die beiden Prämolaren jeder Seite als Ankerzähne für die bilateralen Freiendprothesen. Um jeden formverändernden Einfluß auf den Kronenteil der künstlichen Zähne auszuschließen, wurden die Prämolaren wie zur Aufnahme einer stufenlosen Vollgußkrone beschliffen und mit entsprechenden Kronen aus einer Silber-Palladium-Legierung versehen. Von den zweiten, endständigen Prämolaren wurden zwei Exemplare angefertigt, die im Modell ausgetauscht werden können. Ein Exemplar jeder Seite erhielt eine Vollgußkrone mit guten Retentionsfeldern bei gegebener Einschubrichtung senkrecht zur Kauebene, während das zweite Exemplar jeder Seite eine Krone erhielt, die mangelhafte Retentionsmöglichkeiten bietet. Durch den Austausch der zweiten Prämolaren ist es somit möglich, zwei Modelle zu erhalten. Das eine, im folgenden mit A bezeichnete Modell weist für die Verankerung bilateraler Freiendprothesen gute topographische Verhält-

nisse auf, d.h. es bietet auch im sattelnahen approximalen Bereich gute Retentionsgebiete; das andere, im folgenden mit B bezeichnete Modell bietet im Bereich der endständigen Pfeilerzähne nur ungünstige Verhältnisse, d.h. es fehlt vor allem ein sattelnahes approximales Retentionsgebiet.

Um die physiologische Zahnbeweglichkeit nachzuahmen, wurden die Erfahrungen von HENDERSON-SEWARD (15) und JÜDE (18) berücksichtigt.

Eigene Versuche ergaben im Vergleich zu den von REHM, KÖRBER und KÖRBER (39) gefundenen Werten hinsichtlich der Intrusion von Prämolaren günstige Ergebnisse bei der Verwendung einer zahnärztlichen Abformmasse auf Polyätherbasis (IMPREGUM) als künstliches Parodont (Abb. 1). Dabei wurde in Übereinstimmung mit JÜDE eine allseitige Spaltbreite von 0,6 mm angewendet.

Den günstigen Verlauf der von mir ermittelten Intrusionskurve im Vergleich zu den von JÜDE gefundenen Werten, die bei Verwendung von Naturkautschuk als künstlichem Parodont ermittelt wurden (vgl. Abb. 1), führe ich auf die größere Endhärte des von mir verwendeten Werkstoffes zurück.

Die künstlichen Zähne werden über Schrauben im Modell in situ gehalten, die zwar ein Absinken und Kippen der Zähne erlauben, jedoch kein Abziehen zulassen (Abb. 2).

Abb. 1: Intrusionsmessungen von Stützzähnen

1 Intrusion eines Frasacozahnes in Kautschuk-aufhängung nach JÜDE (18)

2 Intrusion eines unteren Prämolaren unter Kaulast nach REHM, KÖRBER und KÖRBER (39)

3 Eigene Intrusionsmessungen an einem Frasaco-zahn in Polyäthermasse-Aufhängung

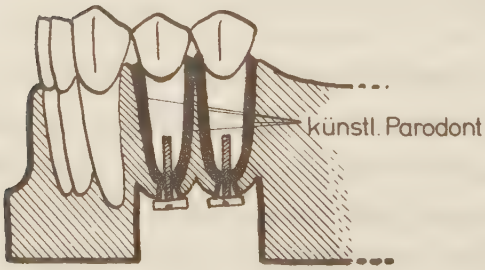

Abb. 2: Darstellung des Prinzips der Zahnaufhängung im Modell

Schraffierte Fläche: Kunststoff-Modellbasis

2.1.2 Das Prothesenlager

An das künstliche Prothesenlager sind folgende Forderungen zu stellen:

1. Resilienz im physiologischen Bereich.
2. Volle Rückstellung nach einer Deformierung.

Nur unter diesen Bedingungen ist es möglich, die kippmeidende Wirkung von Klammersystemen bei Belastung eines Sattels zu messen.

JÜDE (18) konnte die Eignung von 1 mm starkem Butylkautschuk zur Nachahmung des natürlichen Prothesenlagers beweisen. Er beschrieb die Resilienz dieses Materials als vergleichbar mit der Resilienz der natürlichen Schleimhaut, wie sie REHM, KÖRBER und KÖRBER (39) enoral messen konnten (Abb. 3 und 4).

In Verwendung seiner Erkenntnisse wurden die beiden freiendenden Kieferkämme mit Butylkautschuk fest haftend abgedeckt.

2.2 Die Meßapparatur

2.2.1 Vorbemerkung

Gemessen wurden die Bewegungen der Sättel und Klammerauflagen

1. bei Abzugsversuchen an drei verschiedenen Stellen der Sättel mit einer Kraft bis jeweils 14,7 N (1,5 kp),
2. bei Belastungsversuchen mit einer Kraft bis jeweils 98,1 N (10 kp) auf den vestibulären Höckerspitzen der künstlichen Molaren.

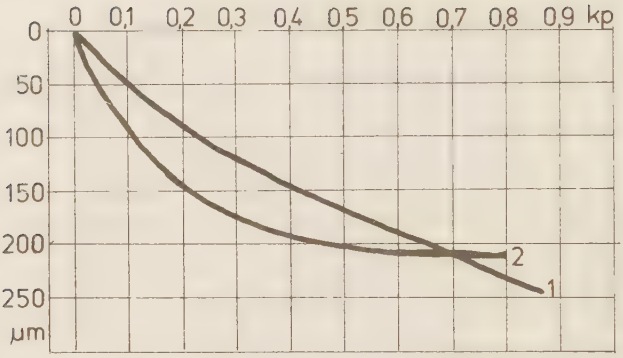

Abb. 3 : Resilienz von 1 mm starkem Butylkautschuk (1) im Vergleich zur enoralen Resilienzmessung der natürlichen Schleimhaut (2) nach REHM, KÖRBER und KÖRBER (39) [nach JÜDE (18)]

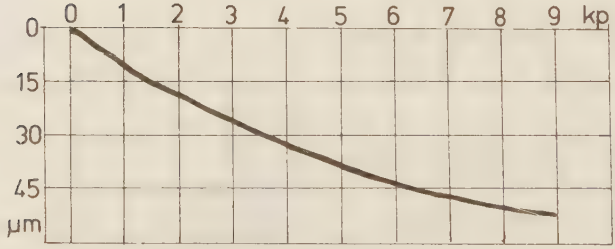

Abb. 4 : Resilienz des Butylkautschuks unter einer Sattelfläche von 4,5 cm^2 [nach JÜDE (18)]

Diese Werte für Abzug und Belastung wurden nach Auswertung der in der Schrifttumsübersicht angeführten Forschungsergebnisse gewählt. Bei Vorversuchen konnte zudem festgestellt werden, daß nach Anwendung größerer Kräfte bleibende Deformationen von Prothesengerüsten auftreten.

Bei beiden Versuchsarten wurde die direkte Krafteinwirkung auf den linken Prothesensattel jeder Konstruktion beschränkt.

2.2.2 Die Meßinstrumente

Als Meßinstrumente dienten sechs mechanische Meßuhren, mit denen Wege in 1/1000 mm (µm) zu messen und direkt abzulesen sind. Zur Übertragung der Bewegungen von Prothesengerüst und Freiendsattel auf die Meßuhren wurden Metallstifte mit einem Durchmesser von 1,5 mm verwendet.

2.2.3 Die Modell- und Meßuhrenhalterung (Abb. 7)

Das Kunststoffmodell ist mit einer 2 mm starken Stahlplatte verschraubt, die von drei Stativmasten getragen wird. Oberhalb und unterhalb des Modelles befinden sich zwei 10 mm starke Acrylglasplatten, die ebenfalls an den Stativmasten befestigt sind und als Trägerplatten für die Meßuhren dienen.

Zur Messung der Sattelbewegungen wurden vier Meßuhren in der unterhalb des Modelles befindlichen Platte mit

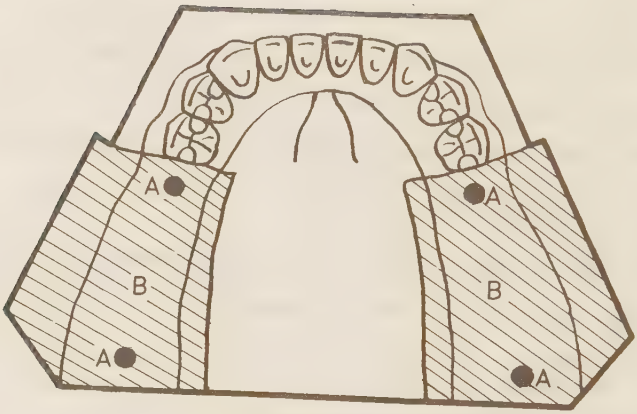

Abb. 5

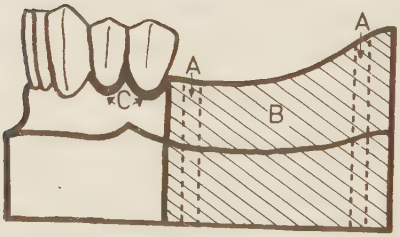

Abb. 6

Abb. 5 und 6: Darstellung des für die Untersuchungen kostruierten Kunststoffmodelles

A Bohrungen als Durchlaß für die Übertragungsstifte zwischen Prothesen und Meßuhren

B Auf das Modell aufgeklebter Butylkautschuk (schraffiert)

C künstliches Parodont

Feststellschrauben fixiert. Sie nehmen die in die Innenfläche der Prothesensättel eingelassenen Übertragungsstifte für die Sattelbewegungen auf. Dazu war es nötig, im Modell an den entsprechenden Stellen - jeweils 3 mm von den mesialen und distalen Sattelenden entfernt - auf der Mitte der Kieferkämme Bohrungen vorzunehmen. Sie haben einen Durchmesser von je 3 mm und gewährleisten ungehinderte Bewegungen der Übertragungsstifte (Abb. 5 und 6, A).

Zur Messung der Auflagenbewegungen wurden Meßuhren in der oberhalb des Modelles befindlichen Platte fixiert. Die mit den Uhren verschraubten Übertragungsstifte ruhen direkt auf den Auflagen der Klammern. Um alle drei vorhandenen Auflagemöglichkeiten zu erfassen, können die Uhren pro Kieferhälfte in drei Positionen gestellt werden:
1. über die sattelnahe Auflage (5 distal)
2. über die gemeinsame mittlere Auflage (5 mesial, 4 distal)
3. über die sattelferne Auflage (4 mesial).

Die Stativmasten, die den Modell-Meßuhren-Aufbau tragen, sind in einen massiven Holzfuß von 16,5 x 12 x 6 cm eingeschraubt. Dieser läßt sich mit zwei T-Schienen auf der Grundplatte der Versuchseinrichtung verschieben.

2.3 Die Versuchseinrichtung

Es wurde eine Vorrichtung konstruiert, die es zuläßt, beide Versuchsarten (Abzugs- und Belastungsversuche) durchzuführen, ohne große Änderungen am Aufbau vornehmen zu

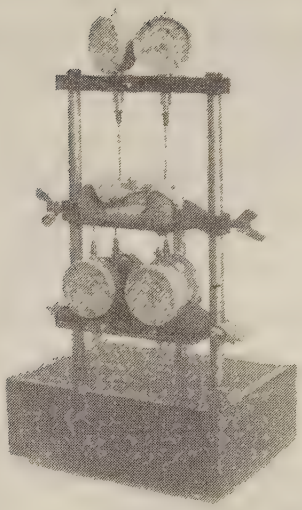

Abb. 7

Die Modell- und Meßuhrenhalterung

Unter dem Modell:

Meßuhren für die Sattelbewegungen

Über dem Modell:

Meßuhren für die Auflagenbewegungen

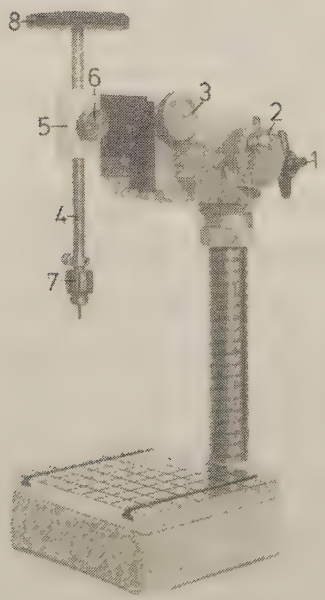

Abb. 8

Die Versuchseinrichtung ohne Modell- und Meßuhrenhalterun

1 Befestigungsschraube Apparatur/Stativmast

2 Verstellschraube für Lateralbewegungen d. Apparatur

3 Verstellschraube für Vertikalbewegungen d. Apparatur

4 Stab

5 Führungsteil für den Stab

6 Arretierschraube f. d. Sta

7 Bohrerfutter

8 Teller zur Aufnahme von Gewichten

müssen. Dazu wurden Teile eines Meßmikroskopes und eines Degussa-Vermessungsgerätes benutzt (Abb. 8).

Eine massive Grundplatte aus Metall ist mit einem Mast verbunden, an dem stufenlos verstellbar der funktionelle Teil des Gerätes befestigt ist. Dieser besteht aus einer horizontal wie vertikal transportierbaren Halterung für einen Metallstab, der in dieser Halterung exakt geführt wahlweise frei zu bewegen oder festzustellen ist. Am unteren Ende des Stabes befindet sich ein Bohrerfutter, am oberen Ende ein Teller zur Aufnahme von Gewichten. Die Konstruktion erlaubt es durch ihre dreidimensionale Beweglichkeit, jeden beliebigen Punkt auf den zu untersuchenden Objekten genau und reproduzierbar zu finden.

2.3.1 Die Benützung der Versuchseinrichtung für Abzugsversuche

Um Abzugsversuche durchzuführen, wird der Stab (Abb. 8, 4) in seiner Führung (5) mit der Arretierschraube (6) fixiert. In das Bohrerfutter (7) wird eine Halterung eingelassen, in der ein Dynamometer mit einem Meßbereich von 100 - 2000 pond (= 0,98 - 19,62 N) zu befestigen ist (Abb. 9). Der Fühler dieser Meßdose kann nun an den Meßstellen der Prothesensättel angelegt werden. Durch Drehen der Verstellschraube (Abb. 8, 3) kann nun der Stab mit dem Meßgerät nach oben gezogen und jede gewünschte Abzugskraft eingestellt werden.

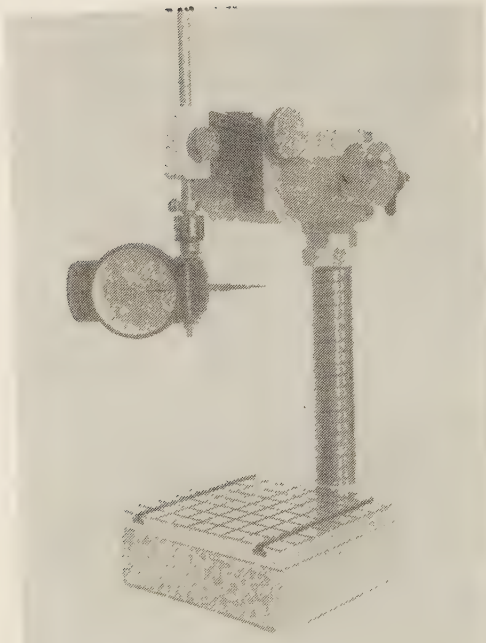

Abb. 9

Die Versuchseinrichtung für die Abzugsversuche.

(Mit befestigtem Dynamometer, ohne eingeschobene Modell- und Meßuhrenhalterung)

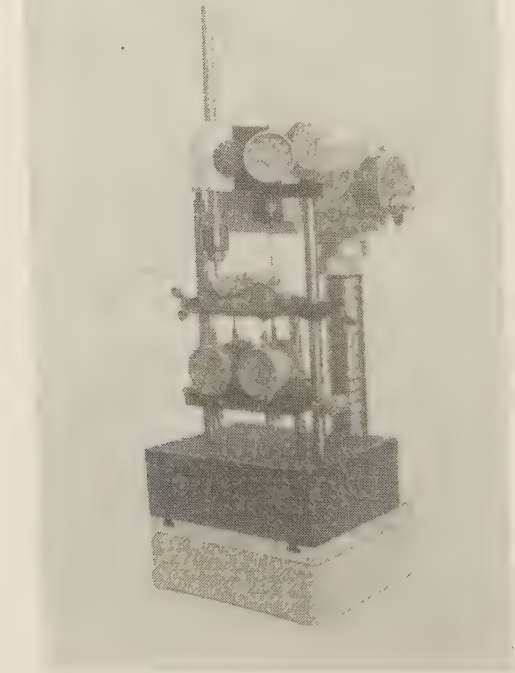

Abb. 10

Die Versuchseinrichtung für die Belastungsversuche.

(Mit eingeschobener Modell- und Meßuhrenhalterung)

2.3.2 Die Benützung der Versuchseinrichtung für Belastungsversuche (Abb. 10)

Zur Durchführung der Belastungsversuche wird nur die vertikale Bewegungsmöglichkeit des Stabes der Versuchseinrichtung ausgenutzt. Dazu wird die Arretierschraube (in Abb. 8 mit Nr. 6 bezeichnet) für den Stab vollständig gelockert, so daß der Stab in seiner Führung (5) leicht nach oben und unten zu bewegen ist. Dabei auftretende Reibungskräfte werden durch ein Schmierfett auf ein Minimum beschränkt. Das Bohrerfutter am unteren Ende des Stabes nimmt einen 3 cm langen und 3 mm starken Metallstift auf. Der Teller (Abb. 8, 8) am gegenüberliegenden Stabende dient als Unterlage für aufzubringende Gewichte in der Größenordnung von 0,5 kp - 10 kp (= 4,9 N - 98,1 N). Diese Versuchsanordnung macht es allerdings notwendig, für absolute Aussagen das Gewicht des Stabes bei der Belastung mit in die Berechnungen einzubeziehen. Es beträgt 225 g (= 2,2 N) und ist bei folgenden Angaben zu den verwendeten Belastungsgewichten hinzuzuzählen.

2.4 Der untersuchte Zahnersatz

Die Untersuchungen wurden an insgesamt sechs bilateralen Unterkiefer-Freiendprothesen durchgeführt. Alle Prothesen sind Einstückgußprothesen aus einer Chrom-Kobalt-Legierung (WIRONIT S) und besitzen Sättel aus PALAPRESS, in die gebräuchliche künstliche Molaren aus Kunststoff eingelassen wurden. Als Verbindung der Sättel

dient jeweils ein Sublingualbügel von 3,5 mm Breite und 2,0 mm Stärke. Die funktionsgerecht gestalteten Prothesensättel sind jeweils 2,5 cm lang und bedecken eine Fläche von 4,5 cm^2. In ihre Unterseite wurden an entsprechenden Stellen - jeweils 2 mm vom mesialen bzw. distalen Sattelrand entfernt - die Stahlstifte eingelassen, die die Sattelbewegungen auf die Meßuhren übertragen.

Für die Abzugsversuche wurden zusätzlich genau in der Mitte jedes Sattels am lingualen und buccalen Prothesenrand Einkerbungen eingefräst; das distale Sattelende wurde zur Anbringung einer dritten Kerbe etwas verstärkt. Diese Kerben dienten der Spitze des Meßdosenfühlers als Widerlager.

Alle Prothesen wurden auf Modellen hergestellt, die mit einer Einschubrichtung senkrecht zur Kauebene vermessen worden waren.

Als Verankerungselemente sind für
Modellvariante A (gute Retentionsfelder an den zweiten Prämolaren) und
Modellvariante B (mangelhafte Retentionsfelder an den zweiten Prämolaren)
jeweils drei vom Entwurf her gleiche Klammerkonstruktionen verwendet worden, so daß insgesamt sechs Modellgußfreiendprothesen zur Untersuchung gelangten. Sie werden in den Abbildungen 11 - 13 dargestellt und beschrieben.

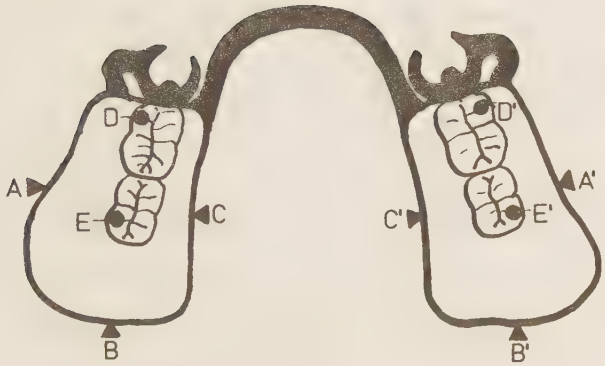

Abb. 11: Prothesenkonstruktion 1 (Prothesen A1 und B1)
beiderseits mit umgekehrter Einarmklammer nach NEY
A, B, C - Kraftangriffspunkte für die Abzugsversuche
D, E - Kraftangriffspunkte für die Belastungsversuche
A'-B'-C'-D'-E' - analoge Punkte auf dem rechten Sattel

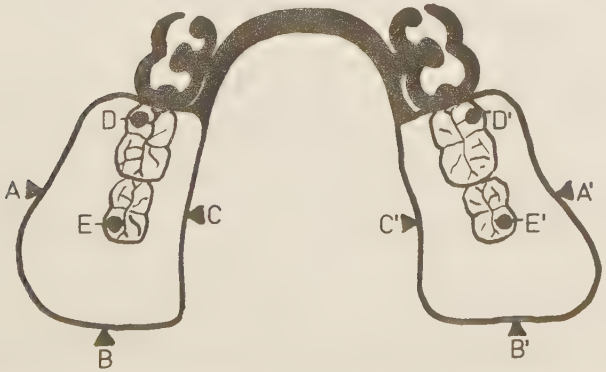

Abb. 12: Prothesenkonstruktion 2 (Prothesen A2 und B2)
beiderseits mit Einarmklammer, verlängert auf den ersten Prämolaren, mit zusätzlichen sattelfernen Abstützungen

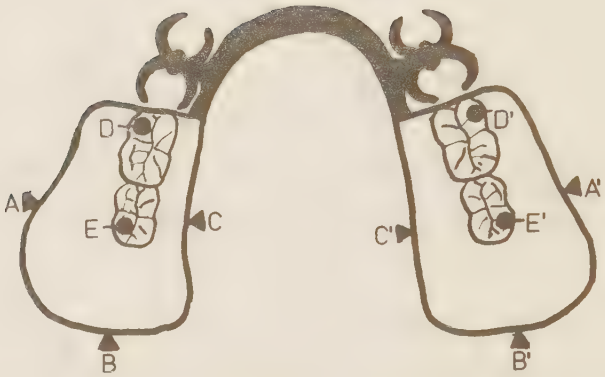

Abb. 13: Prothesenkonstruktion 3 (Prothesen A3 und B3) beiderseits mit Bonwillklammer
(Erläuterung der Punkte A - E s. Abb. 11)

2.5 Der Meßvorgang

2.5.1 Abzugsversuche

Der Meßvorgang begann, sobald die Fühlerspitze des Dynamometers in der gewählten Aussparung am Prothesensattel ruhte und die Meßuhren justiert waren. Durch Betätigung der Verstellschraube 3 (Abb. 8) wurde nun der Stab so weit hochgeschraubt, bis die Meßdose 100 pond (0,981 N) anzeigte. Diese Kraft wurde in Stufen von 100 p bis zu einer Maximalabzugskraft von 1500 p (14,71 N) erhöht.

Das Ablesen der Werte erfolgte nach eingestellter Abzugskraft bei größtem Zeigerausschlag an den Meßuhren. Es zeigte sich, daß dieser sich nach ca. einer Minute ein-

stellte. Vor Beginn jeder neuen Versuchsserie wurde die Rückstellphase der Prothesen und des Modelles abgewartet, um Verfälschungen der Meßdaten zu vermeiden. Modell und Prothesen benötigten etwa eine Stunde bis zum Erreichen ihrer Ausgangslage.

Kraftangriffspunkte am linken Sattel aller Prothesen:

A - Prothesenrand Sattelmitte buccal,

B - Prothesenrand Kieferkammitte distal,

C - Prothesenrand Sattelmitte lingual (vgl. Abb. 11-13).

A', B', C' - analoge Punkte am rechten Prothesensattel.

2.5.2 Belastungsversuche

Der Meßvorgang begann, nachdem der Metallstift im Bohrerfutter des Stabes auf den gewünschten Punkt eingestellt und die Meßuhren justiert waren. Die Ausgangsbelastung von 0,5 kp (= 4,9 N) wurde kontinuierlich im Verlauf der Meßreihe um jeweils 0,5 kp bis 5 kp (= 49,03 N) erhöht. Zusätzlich erfolgten dann Messungen bei einer Belastung mit 7,5 kp (= 73,5 N) und 10 kp (= 98,1 N).

Das Ablesen der Meßuhren und die Modellrückstellung erfolgten in der oben zitierten Weise.

Kraftangriffspunkte am linken Sattel aller Prothesen:

D - mesiobuccale Höckerspitze des ersten Molaren,

E - distobuccale Höckerspitze des zweiten Molaren (Abb. 11-13)

D', E' - analoge Punkte am rechten Prothesensattel.

3. ERGEBNISSE

Es werden im folgenden die vertikalen Bewegungen der in Abbildung 14 eingezeichneten Meßpunkte Ia - Va und Ib - Vb bei steigender Krafteinwirkung an den in den Abbildungen 11 - 13 markierten Punkten A - E wiedergegeben.

Zur Verdeutlichung der Ergebnisse sind die Meßpunkte senkrecht auf eine transversale Gerade projiziert, um die graphische Darstellung zu ermöglichen (Abb. 14). Da es bei den gefundenen Werten, die sich zwischen 1 Mikron und 3 mm bewegen, aus Platzgründen nicht möglich war, einen maßstabsgetreuen Wiedergabemodus zu finden, sind die Zeichnungen stark schematisiert und beschränken sich darauf, das Wesentliche hervorzuheben. Die Verbindungslinien der den Werten zugehörigen Meßpunkte dienen demnach lediglich zur besseren Orientierung und geben keine konkreten Aussagen.

Im Grunde genommen ergeben die gemessenen Werte keine geraden Strecken, sondern Kreissegmente, da die Bewegungsabläufe aus Rotationen resultieren. Da aber die Bogenlänge im Vergleich zum Radius minimal klein ist, läßt es sich vertreten, wenn man sie als Gerade betrachtet.

Die Werte bei den einzelnen Belastungen und Zugeinwirkungen sind den Tabellen 2 - 19 und den Abbildungen 15 - 38 zu entnehmen. Sie stellen jeweils den Mittelwert aus 10 Messungen dar. Ein Minuszeichen vor dem gemessenen Wert

bedeutet, daß sich die Prothese oder Auflage an diesem Punkt von ihrem Lager abgehoben hat.

3.1 Belastungsversuche: Meßergebnisse und Beschreibung der vertikalen Bewegungen der Prothesen

Um die zum Teil sehr kleinen Meßergebnisse im Rahmen der graphischen Darstellungen verdeutlichen zu können, wurden auf der Ordinatenachse der folgenden Abbildungen 15 - 26 Mikron (µm) abgetragen. Auf diese Weise können die Werte der für die Feststellung einer kippmeidenden Wirkung aussagekräftigeren unbelasteten Prothesenseite gut erkennbar wiedergegeben werden.

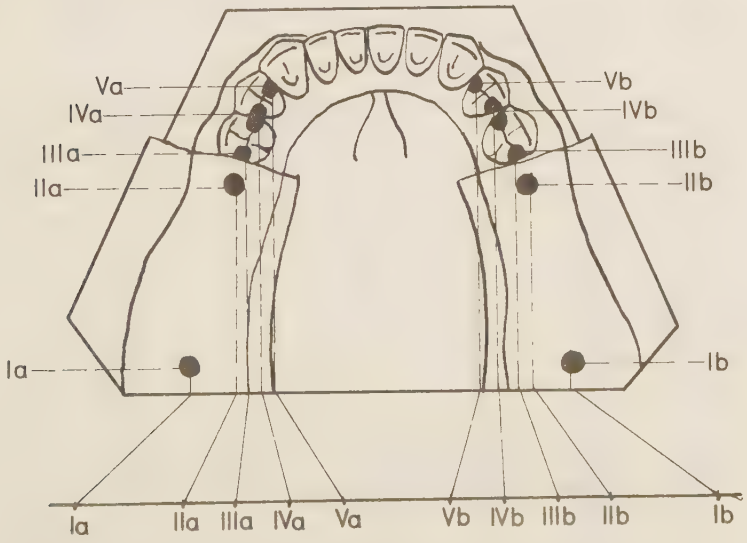

Abb. 14: Das Modell mit markierten Meßpunkten und deren Projektion auf eine Gerade (vgl. Text)

3.1.1 Die Bewegungen von Prothese A1 bei Belastug auf Punkt D

Bis 1,5 kp bewegt sich der belastete Sattel im Sinne einer reinen Translation, dann wird er immer stärker nach mesial gekippt. Die maximale Einsinktiefe beträgt etwa 0,1 mm. Die Auflage IIIa senkt sich kontinuierlich bis 38 Mikron.

Die Auflage IIIb verhält sich während aller Belastungen ruhig.

Der rechte, unbelastete Sattel hebt sich ab 5 kp minimal von seinem Lager ab; bei 10 kp beträgt die Abhebung des distalen Sattelrandes 23 Mikron.

kp	Ia	IIa	IIIa	IIIb	IIb	Ib
0,5	7	9	0	0	0	0
1	14	15	0	0	-1	0
1,5	19	21	0	0	-1	0
2	23	30	2	0	-1	0
2,5	24	36	3	0	-1	0
3	25	45	4	0	-1	0
3,5	26	51	5	0	-1	0
4	28	60	7	0	-1	0
4,5	29	65	8	0	-1	0
5	30	72	11	0	-2	-1
7,5	25	92	19	0	-3	-4
10	20	110	38	0	-7	-23

Tab. 2: Die Bewegungen der Prothese A1 in Mikron bei Belastung auf Punkt D

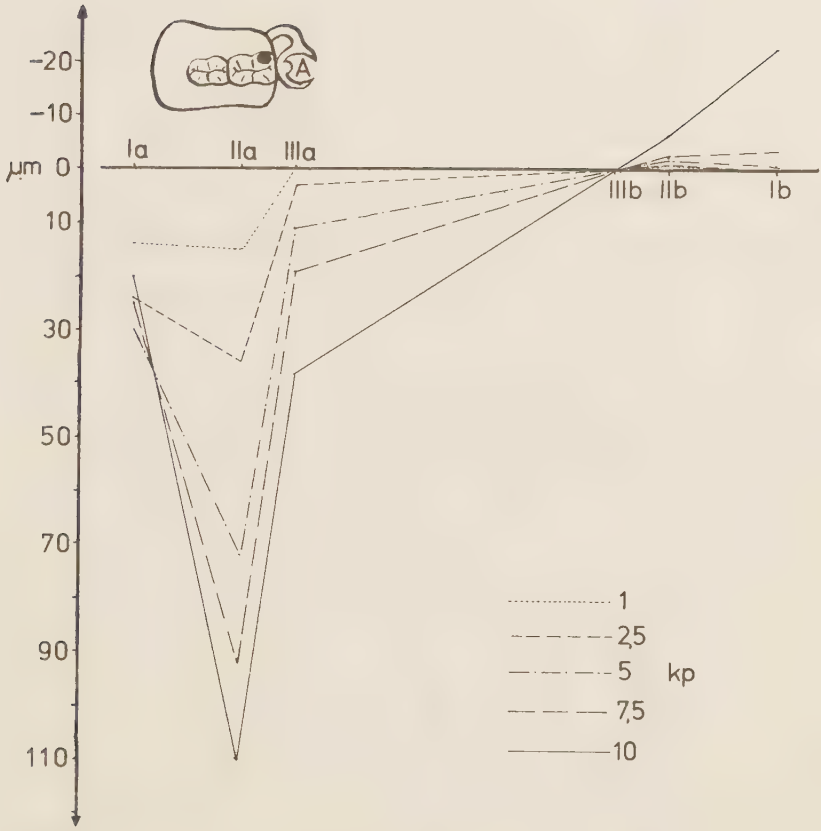

Abb. 15: Graphische Darstellung der Bewegungen von Prothese A1 bei Belastung auf Punkt D

3.1.2 Die Bewegungen von Prothese B1 bei Belastung auf Punkt D

Das Verhalten der belasteten Prothesenseite unterscheidet sich nur sehr geringfügig von dem der Prothese A1. Auch hier beträgt die maximale Einsinktiefe etwa 0,1 mm, die Auflage IIIa senkt sich um 40 Mikron.

Die Auflage IIIb verhält sich jedoch nur bis 2,5 kp ruhig, ab 3 kp hebt sie sich leicht vom Zahn ab, um bei der Höchstbelastung den Wert von 19 Mikron zu erreichen.

Auch der unbelastete Sattel hebt sich erheblich früher ab als der vergleichbare Sattel der Prothese A1. Der distale Sattelrand befindet sich bei 10 kp 58 Mikron über seinem Lager, der mesiale Sattelrand 32 Mikron.

kp	Ia	IIa	IIIa	IIIb	IIb	Ib
0,5	7	6	0	0	-1	0
1	12	14	0	0	-1	0
1,5	18	22	1	0	-2	0
2	23	33	2	0	-2	-1
2,5	25	38	3	0	-2	-1
3	26	46	4	-1	-3	-2
3,5	26	53	5	-1	-3	-3
4	27	62	6	-2	-4	-4
4,5	28	68	9	-3	-4	-5
5	30	75	12	-3	-5	-6
7,5	26	99	21	-4	-12	-18
10	19	114	40	-19	-32	-58

Tab. 3: Die Bewegungen von Prothese B1 in Mikron bei Belastung auf Punkt D

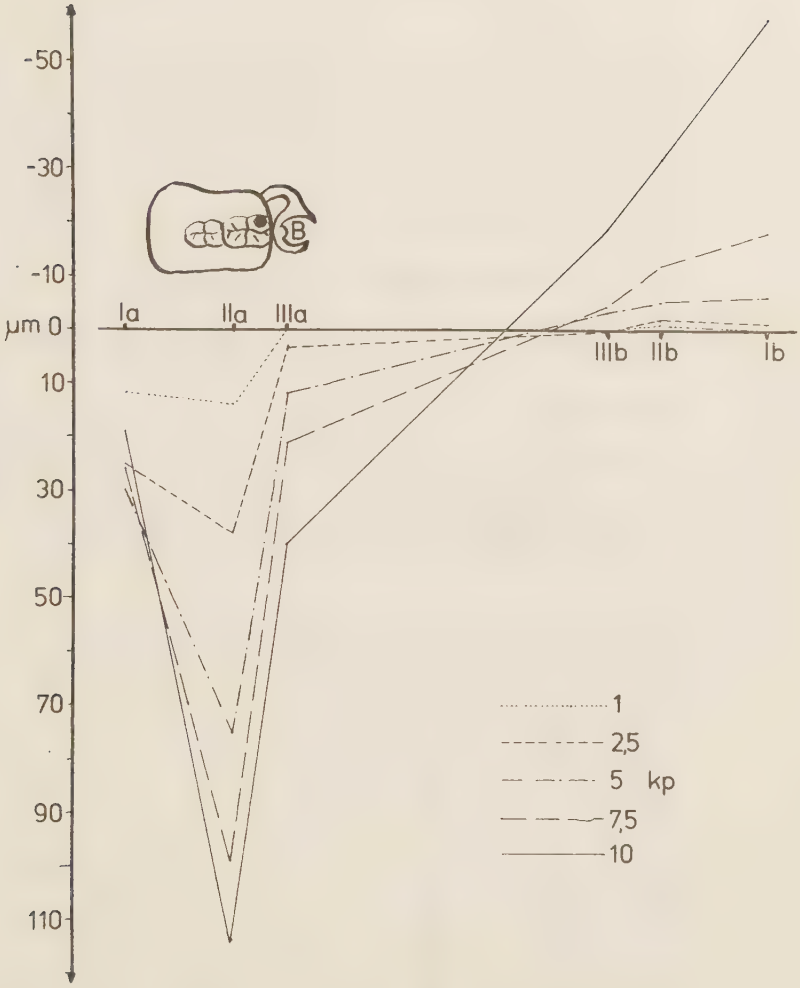

Abb. 16: Graphische Darstellung der Bewegungen von Prothese B1 bei Belastung auf Punkt D

3.1.3 Die Bewegungen von Prothese A1 bei Belastung auf Punkt E

Bei der Belastung der Prothese A1 im distalen Satteldrittel ergibt sich ein anderes Bild als bei Belastung im mesialen Satteldrittel. Der belastete Sattel senkt sich am distalen Rand um fast 0,2 mm ein, während die Auflage IIIa nur unwesentlich um 5 Mikron absinkt.

Die Auflage IIIb der unbelasteten Seite bleibt ruhig.

Der unbelastete Sattel beginnt sich ab 3 kp leicht ins Prothesenlager einzusenken; der Maximalwert beträgt für den distalen Sattelrand 22 Mikron. Anders als bei Belastung auf Punkt D findet keine Abhebung statt.

kp	Ia	IIa	IIIa	IIIb	IIb	Ib
0,5	29	7	0	0	0	0
1	46	9	0	0	0	0
1,5	60	11	0	0	0	0
2	75	14	0	0	0	0
2,5	84	17	0	0	0	0
3	94	21	0	0	0	1
3,5	106	24	1	0	0	1
4	118	27	2	0	0	1
4,5	123	30	2	0	0	1
5	130	35	3	0	0	2
7,5	160	40	4	0	2	4
10	191	48	5	0	3	22

Tab. 4: Die Bewegungen von Prothese A1 in Mikron bei Belastung auf Punkt E

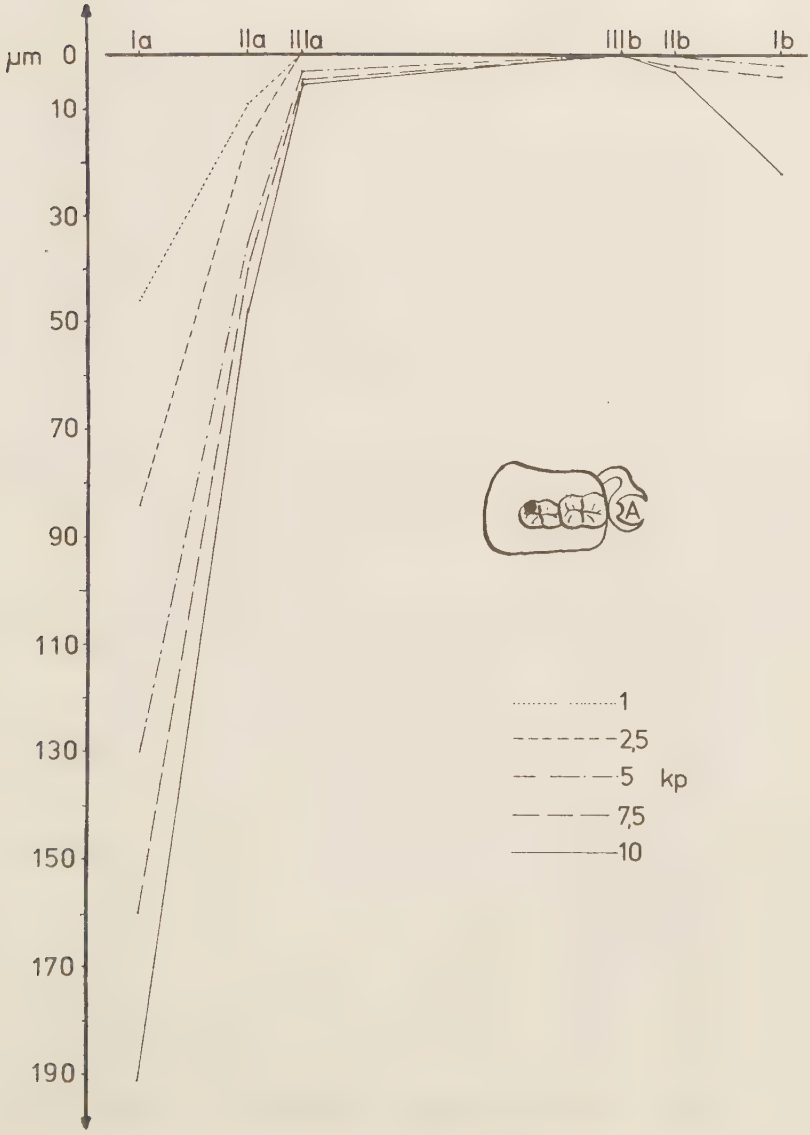

Abb. 17: Graphische Darstellung der Bewegungen von Prothese A1 bei Belastung auf Punkt E

3.1.4 Die Bewegungen von Prothese B1 bei Belastung auf Punkt E

Der belastete Sattel verhält sich weitgehend wie der von Prothese A1 bei Belastung auf diesem Punkt. Die Veränderungen beschränken sich auf den unbelasteten Prothesensattel.

Hier ist eine Kippung des Sattels um einen Punkt etwas distal der Sattelmitte festzustellen. So hebt sich die Auflage IIIb bereits bei 2,5 kp leicht vom Ankerzahn ab und befindet sich bei 10 kp 7 Mikron über ihrem Lager.

Der sattelnahe Meßpunkt IIb zeigt bei der Maximalbelastung 4 Mikron Abhebung, während der Meßpunkt Ib am distalen Sattelende ein Einsinken um 20 Mikron anzeigt.

kp	Ia	IIa	IIIa	IIIb	IIb	Ib
0,5	28	6	0	0	0	0
1	45	10	0	0	0	0
1,5	61	12	0	0	0	0
2	77	15	0	0	0	0
2,5	85	18	0	-1	0	1
3	96	20	1	-1	0	2
3,5	108	24	1	-1	0	2
4	120	27	1	-2	-1	2
4,5	125	28	1	-3	-1	3
5	132	33	2	-3	-1	3
7,5	164	41	4	-6	-2	5
10	198	50	5	-7	-4	20

Tab. 5: Die Bewegungen von Prothese B1 in Mikron bei Belastung auf Punkt E

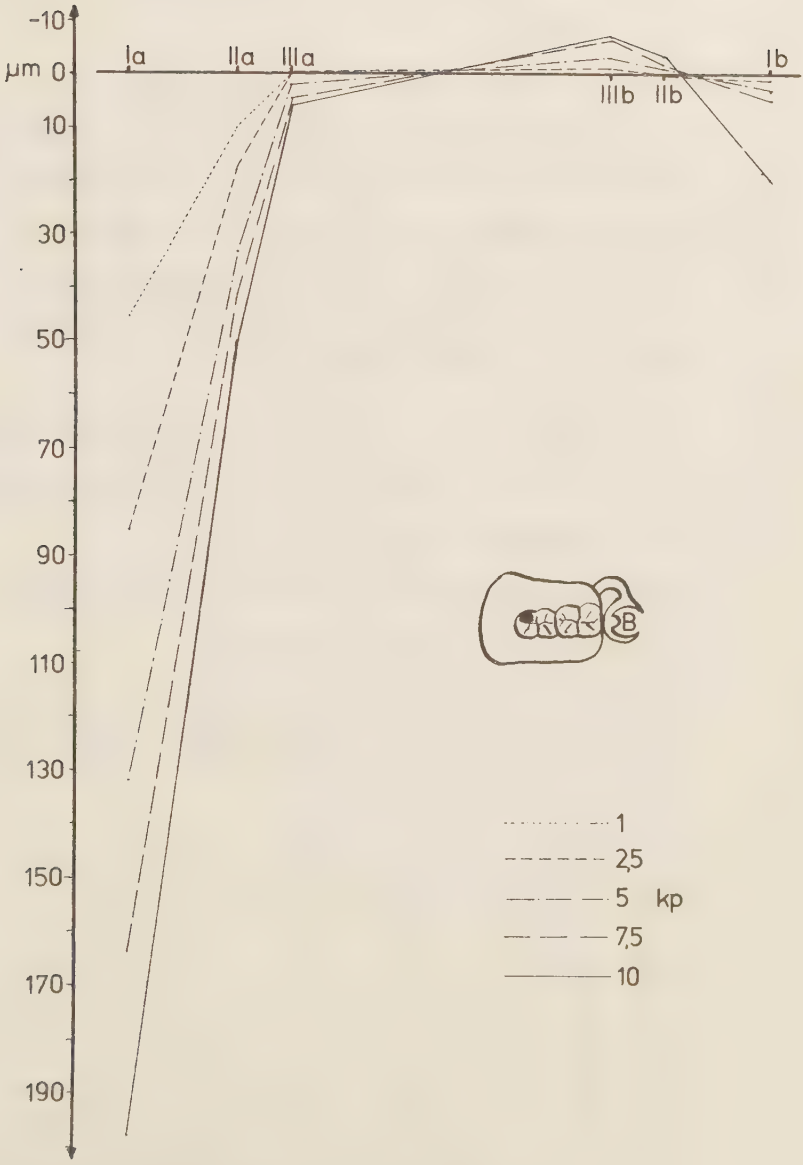

Abb. 18: Graphische Darstellung der Bewegungen von Prothese B1 bei Belastung auf Punkt E

3.1.5 Die Bewegungen von Prothese A2 bei Belastung auf Punkt D

Bis 1,5 kp senkt sich der belastete Sattel im Sinne einer reinen Translation ein, um dann nach mesial zu kippen. Die maximale Einsenkung des distalen Sattelendes ist wie bei Prothese 1 bei 5 kp zu finden. Von den drei Auflagen der belasteten Prothesenhälfte wurden nur die Bewegungen der mittleren Doppelauflage IVa gemessen. Sie senkte sich bis zu 39 Mikron ab.

Die Auflagen IIIb, IVb und Vb der unbelasteten Prothesenhälfte verhielten sich während aller Belastungen ruhig.

Der unbelastete Sattel zeigte sehr spät, bei 4 kp, eine leichte Abhebung, die bei Maximalbelastung an Punkt Ib 17, an Punkt IIb 3 Mikron betrug.

kp	Ia	IIa	IVa	Vb	IVb	IIIb	IIb	Ib
0,5	6	8	0	0	0	0	0	0
1	13	13	0	0	0	0	0	0
1,5	18	20	0	0	0	0	0	0
2	20	28	1	0	0	0	0	0
2,5	23	32	3	0	0	0	0	0
3	24	40	5	0	0	0	0	0
3,5	24	44	5	0	0	0	0	0
4	25	49	6	0	0	0	-1	0
4,5	25	54	8	0	0	0	-1	0
5	26	60	10	0	0	0	-1	0
7,5	24	79	26	0	0	0	-2	-2
10	22	94	39	0	0	0	-3	-17

Tab. 6: Die Bewegungen von Prothese A2 in Mikron bei Belastung auf Punkt D

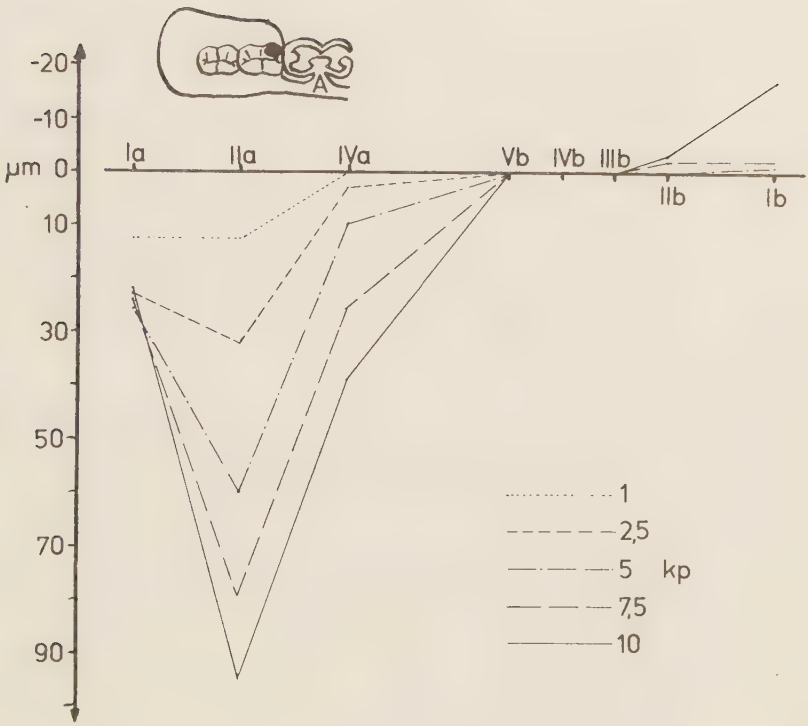

Abb. 19: Graphische Darstellung der Bewegungen von Prothese A2 bei Belastung auf Punkt D

3.1.6 Die Bewegungen von Prothese B2 bei Belastung auf Punkt D

Der belastete Sattel dieser Prothese verhält sich - wie schon der von Prothese B1 im Vergleich zu dem von Prothese A1 - weitgehend wie der belastete Sattel von A2.

Veränderungen des Bildes ergeben sich jedoch auf der unbelasteten Seite. Die Auflagen IIIb und Vb beginnen ab 4 kp etwa um die mittlere Auflage IVb zu kippen, wobei die Auflage Vb leicht absinkt, während die Auflage IIIb sich geringfügig abhebt.

Der unbelastete Sattel hebt sich nach distal ansteigend bis 28 Mikron am distalen Sattelende.

kp	Ia	IIa	IVa	Vb	IVb	IIIb	IIb	Ib
0,5	7	7	0	0	0	0	0	0
1	13	12	0	0	0	0	0	0
1,5	17	19	0	0	0	0	-1	0
2	19	29	1	0	0	0	-1	0
2,5	24	33	2	0	0	0	-1	0
3	25	43	4	0	0	0	-1	-1
3,5	25	45	5	0	0	0	-2	-1
4	25	47	7	1	0	-1	-2	-3
4,5	25	52	9	1	0	-1	-2	-4
5	26	58	11	1	-1	-2	-3	-5
7,5	25	75	28	2	-1	-2	-8	-12
10	23	90	40	2	-1	-3	-13	-28

Tab. 7: Die Bewegungen von Prothese B2 in Mikron bei Belastung auf Punkt D

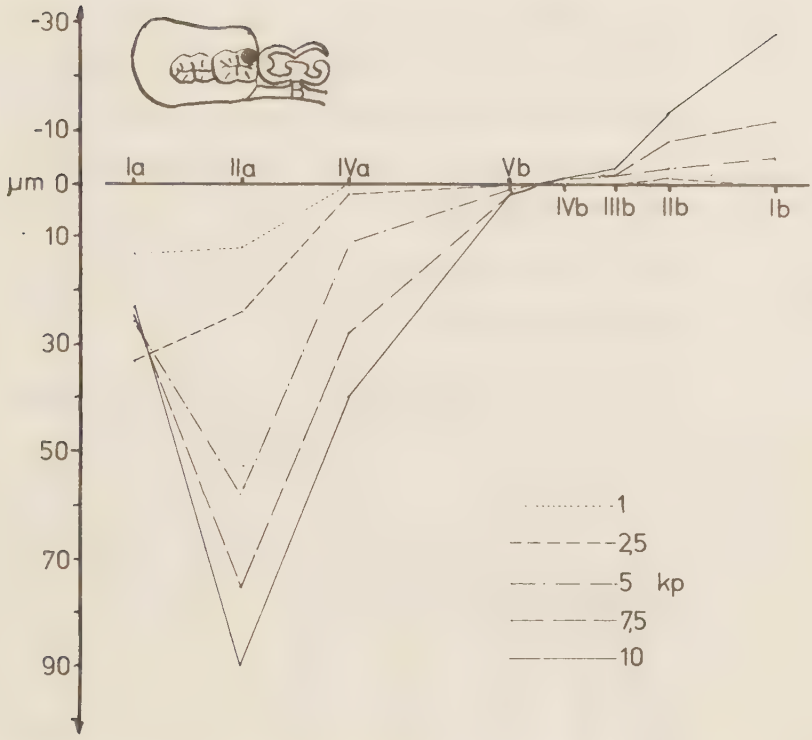

Abb. 20: Graphische Darstellung der Bewegungen von Prothese B2 bei Belastung auf Punkt D

3.1.7 Die Bewegungen von Prothese A2 bei Belastung auf Punkt E

Während sich der belastete Sattel bei Ia, also am distalen Sattelende, wieder bis nahezu 0,2 mm einsenkt, bleibt die Bewegung der Auflage IVa mit maximal 5 Mikron Absenkung bedeutungslos.

Auf der unbelasteten Seite verhält sich die Klammerkonstruktion absolut ruhig.

Der unbelastete Sattel senkt sich ab 2,5 kp langsam bis zu 9 Mikron ein, wobei am mesialen Sattelende - Meßpunkt IIb - maximal 1 Mikron Einlagerung zu messen ist.

kp	Ia	IIa	IVa	Vb	IVb	IIIb	IIb	Ib
0,5	30	6	0	0	0	0	0	0
1	49	8	0	0	0	0	0	0
1,5	65	10	0	0	0	0	0	0
2	72	12	0	0	0	0	0	0
2,5	80	14	0	0	0	0	0	1
3	93	17	0	0	0	0	0	2
3,5	105	20	0	0	0	0	0	2
4	116	23	0	0	0	0	0	3
4,5	121	26	1	0	0	0	0	4
5	129	29	1	0	0	0	0	5
7,5	158	36	4	0	0	0	1	7
10	186	42	5	0	0	0	1	9

Tab. 8: Die Bewegungen von Prothese A2 in Mikron bei Belastung auf Punkt E

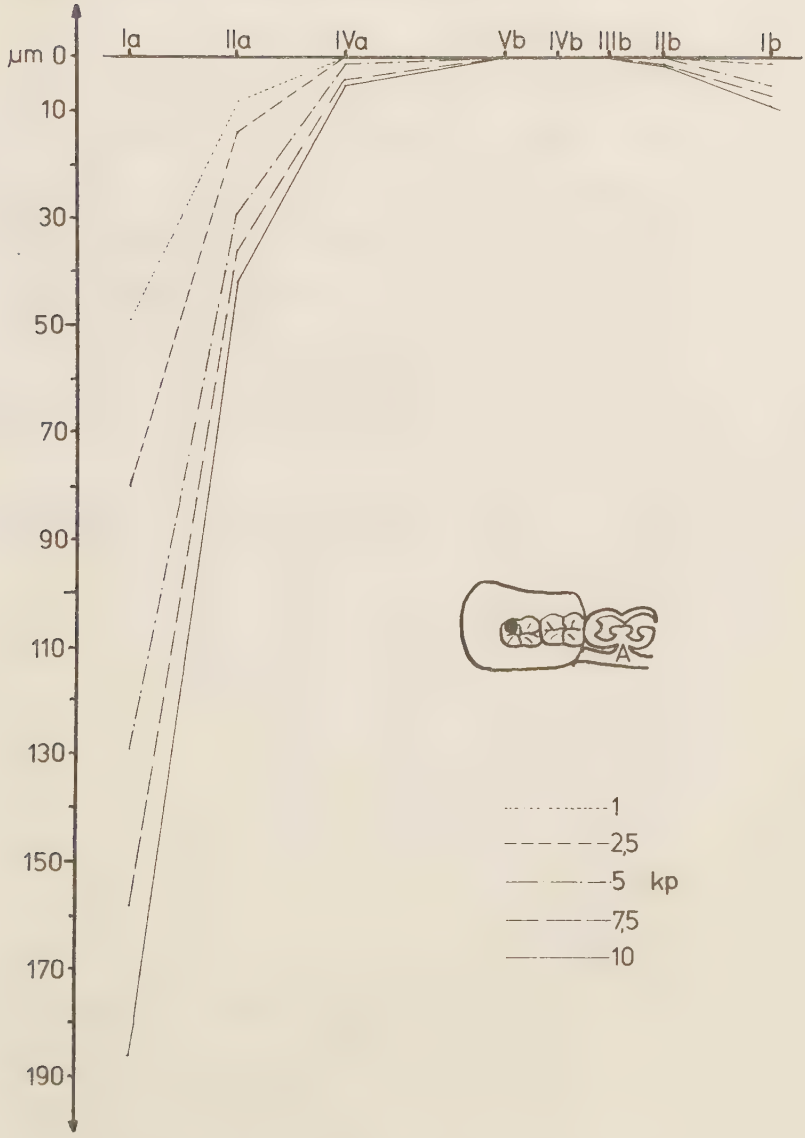

Abb. 21: Graphische Darstellung der Bewegungen von Prothese A2 bei Belastung auf Punkt E

3.1.8 Die Bewegungen von Prothese B2 bei Belastung auf Punkt E

Auch bei Belastung auf Punkt E verhält sich der belastete Sattel von Prothese B2 wie der von Prothese A2.

Am unbelasteten Sattel ergeben sich bei dieser Prothese keine sehr großen Änderungen. Die Klammerkonstruktion erfährt ab 3,5 kp eine leichte Kippung nach distal, wobei Auflage IIIb ruhig bleibt, während Auflage Vb sich bis zu 5 Mikron vom Ankerzahn abhebt. Auf das Verhalten des Sattels hat diese Klammerbewegung keinen Einfluß.

kp	Ia	IIa	IVa	Vb	IVb	IIIb	IIb	Ib
0,5	31	5	0	0	0	0	0	0
1	51	7	0	0	0	0	0	0
1,5	67	10	0	0	0	0	0	0
2	75	13	0	0	0	0	0	0
2,5	83	15	0	0	0	0	0	1
3	95	17	0	0	0	0	0	1
3,5	107	19	0	-1	0	0	0	2
4	114	22	0	-1	0	0	0	3
4,5	120	26	0	-2	-1	0	0	3
5	131	28	1	-2	-1	0	0	4
7,5	162	34	3	-3	-1	0	0	6
10	192	40	5	-5	-2	0	1	10

Tab. 9: Die Bewegungen von Prothese B2 in Mikron bei Belastung auf Punkt E

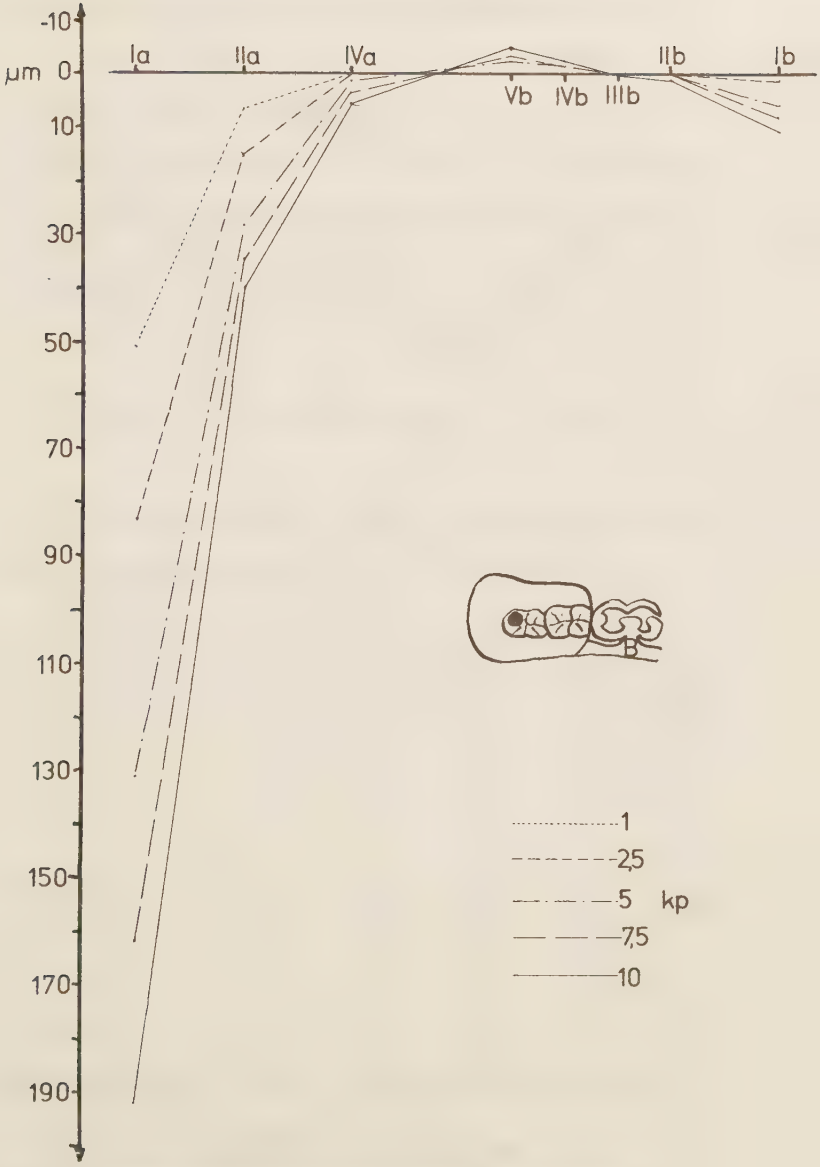

Abb. 22: Graphische Darstellung der Bewegungen von Prothese B2 bei Belastung auf Punkt E

3.1.9 Die Bewegungen von Prothese A3 bei Belastung auf Punkt D

Zu Beginn senkt sich der belastete Sattel annähernd gleichmäßig ein, um dann wie schon bei den beiden vorhergehenden Prothesenkonstruktionen stärker nach mesial abzukippen. Die maximale Einsinktiefe beträgt bei IIa 143 Mikron, bei Ia 82 Mikron, die Auflage IVa senkt sich um 66 Mikron.

Die Auflage IVb der unbelasteten Seite verhält sich absolut ruhig.

Der unbelastete Sattel hebt sich kontinuierlich bis 20 Mikron an Punkt Ib, bis 8 Mikron an Punkt IIb ab.

kp	Ia	IIa	IVa	IVb	IIb	Ib
0,5	17	18	0	0	0	0
1	20	24	0	0	0	0
1,5	22	31	1	0	-1	0
2	24	39	4	0	-1	0
2,5	32	51	6	0	-1	0
3	42	61	10	0	-2	0
3,5	50	72	16	0	-2	-1
4	59	87	23	0	-2	-2
4,5	64	94	35	0	-3	-3
5	71	103	48	0	-3	-4
7,5	82	125	55	0	-5	-12
10	82	143	66	0	-8	-20

Tab. 10: Die Bewegungen von Prothese A3 in Mikron bei Belastung auf Punkt D

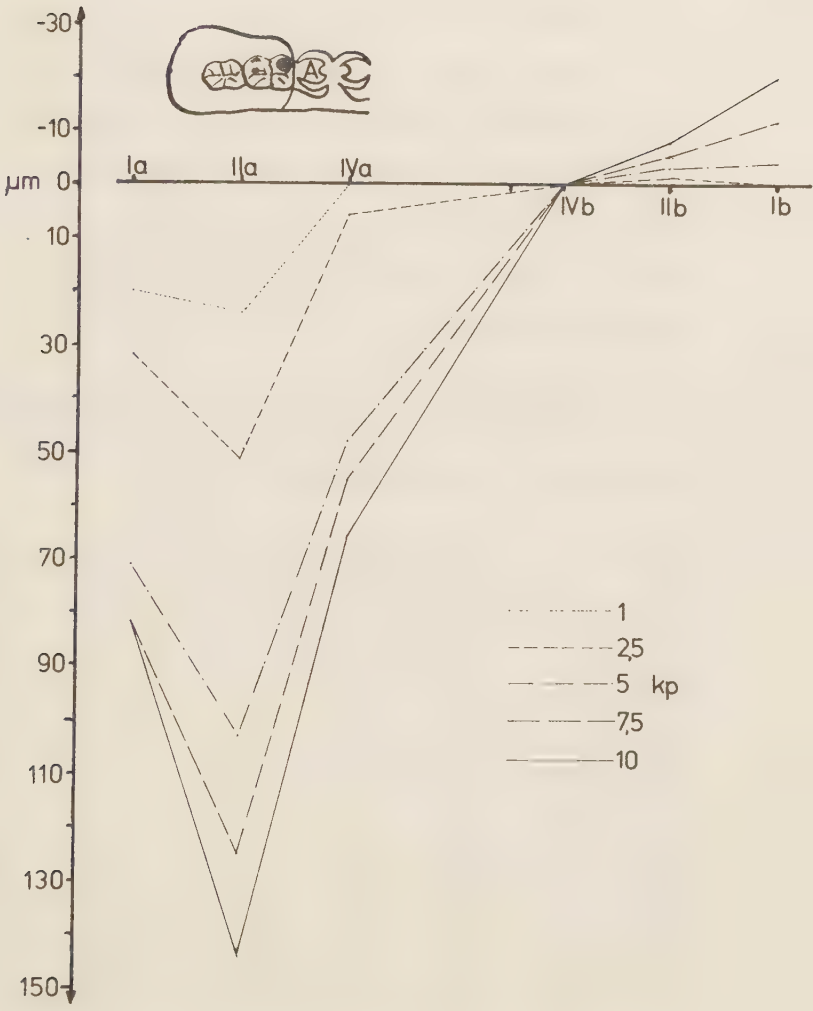

Abb. 23: Darstellung der Bewegungen von Prothese A3 bei Belastung auf Punkt D

3.1.10 Die Bewegungen der Prothese B3 bei Belastung auf Punkt D

Am belasteten Sattel ergeben sich gegenüber den Bewegungen von Prothese A3 keine Änderungen. Die Unterschiede beschränken sich auf die unbelastete Seite.

So bleibt hier die Auflage IVb keineswegs ruhig, sondern hebt sich um den Maximalbetrag von 5 Mikron. Die Bewegung beginnt bereits bei 3 kp.

Dementsprechend hebt sich der unbelastete Sattel bereits ab 1 kp. Bei 10 kp beträgt der Abstand des distalen Sattelrandes zum Prothesenlager 32 Mikron.

kp	Ia	IIa	IVa	IVb	IIb	Ib
0,5	18	20	0	0	0	0
1	21	25	0	0	-1	0
1,5	24	32	1	0	-1	0
2	25	41	4	0	-2	0
2,5	33	54	7	0	-2	0
3	41	63	11	-1	-3	-1
3,5	50	73	17	-1	-3	-2
4	61	89	24	-1	-3	-3
4,5	65	96	36	-1	-3	-4
5	72	101	45	-2	-4	-6
7,5	81	128	56	-3	-8	-19
10	80	146	68	-5	-12	-32

Tab. 11: Die Bewegungen von Prothese B3 in Mikron bei Belastung auf Punkt D

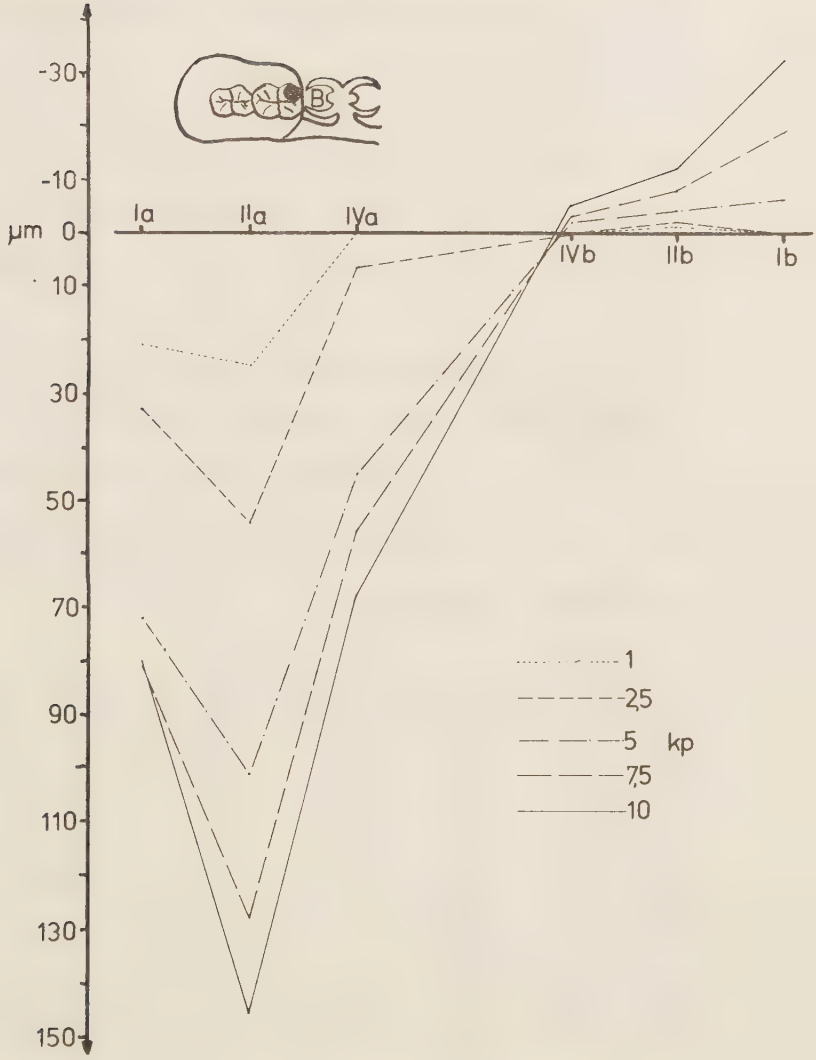

Abb. 24: Graphische Darstellung der Bewegungen von Prothese B3 bei Belastung auf Punkt D

3.1.11 Die Bewegungen der Prothese A3 bei Belastung auf Punkt E

Bei Belastung auf dem distalen Punkt E senkt sich der belastete Sattel ähnlich wie der der anderen Prothesen an Punkt Ia bis 0,2 mm ab; die Auflage IVa erreicht mit 22 Mikron nur 1/3 der Einsinktiefe wie bei Belastung auf Punkt D.

Die Auflage IVb der unbelasteten Seite verhält sich wiederum ruhig, während beim Sattel eine Kippung zu verzeichnen ist. Der Drehpunkt befindet sich etwa im mesialen Drittel des Sattels, so daß einer Abhebung von Punkt IIb um 3 Mikron ein Einsinken bei Punkt Ib um 10 Mikron gegenübersteht.

kp	Ia	IIa	IVa	IVb	IIb	Ib
0,5	29	15	0	0	0	0
1	53	21	0	0	0	1
1,5	66	24	0	0	0	1
2	81	27	1	0	0	2
2,5	94	32	1	0	0	3
3	109	38	4	0	-1	4
3,5	115	43	5	0	-1	4
4	123	46	5	0	-1	5
4,5	126	50	6	0	-2	6
5	130	55	8	0	-2	7
7,5	172	69	15	0	-2	9
10	203	84	22	0	-3	10

Tab. 12: Die Bewegungen von Prothese A3 in Mikron bei Belastung auf Punkt E

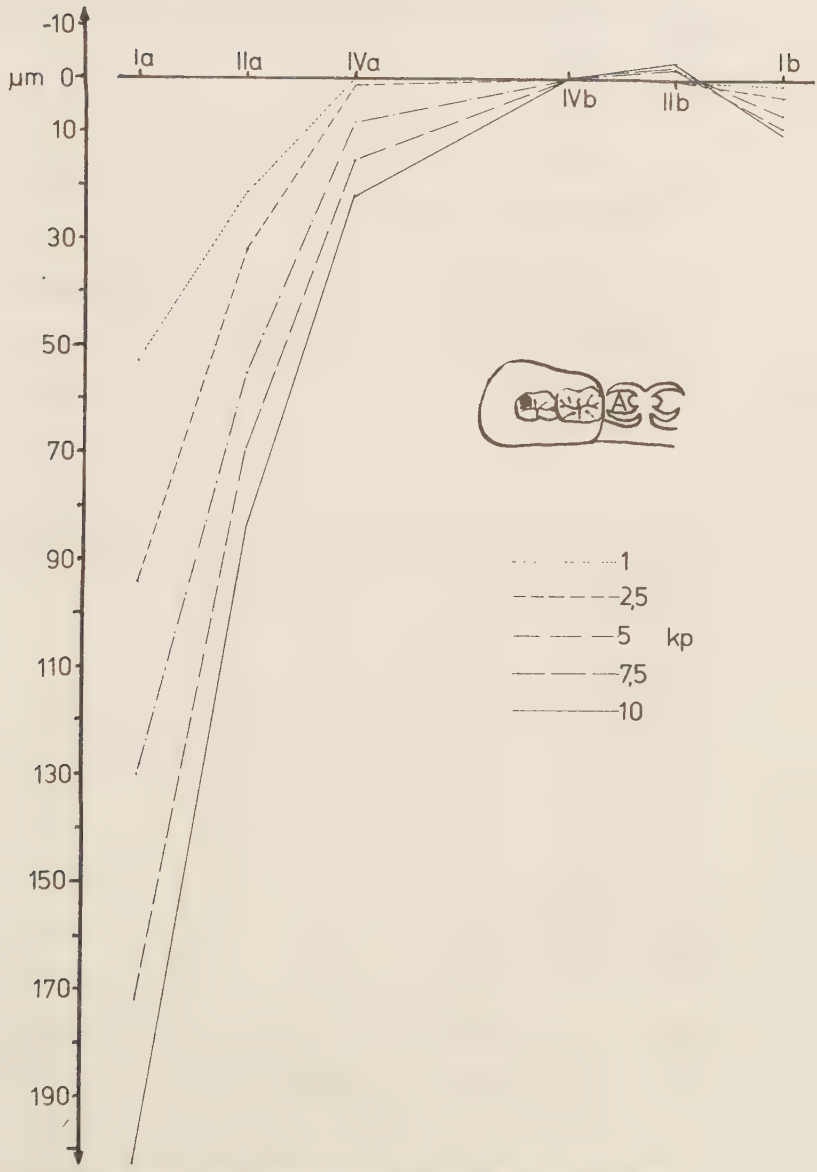

Abb. 25: Graphische Darstellung der Bewegungen von Prothese A3 bei Belastung auf Punkt E

3.1.12 Die Bewegungen von Prothese B3 bei Belastung auf Punkt E

Bei dieser Prothese sind entscheidende Veränderungen des Verhaltens beider Sättel im Vergleich zu Prothese A3 nicht festzustellen.

Bei 10 kp fängt die Auflage IVb der unbelasteten Seite an, sich geringfügig vom Ankerzahn abzuheben.

kp	Ia	IIa	IVa	IVb	IIb	Ib
0,5	28	20	0	0	0	0
1	58	24	0	0	0	1
1,5	70	28	1	0	0	1
2	86	30	1	0	0	2
2,5	116	43	4	0	0	2
3	124	49	5	0	-1	3
3,5	130	52	6	0	-1	4
4	134	55	8	0	-2	5
4,5	141	58	9	0	-2	5
5	146	63	11	0	-2	6
7,5	184	78	20	0	-3	10
10	212	97	36	-1	-4	11

Tab. 13: Die Bewegungen von Prothese B3 bei Belastung auf Punkt E in Mikron

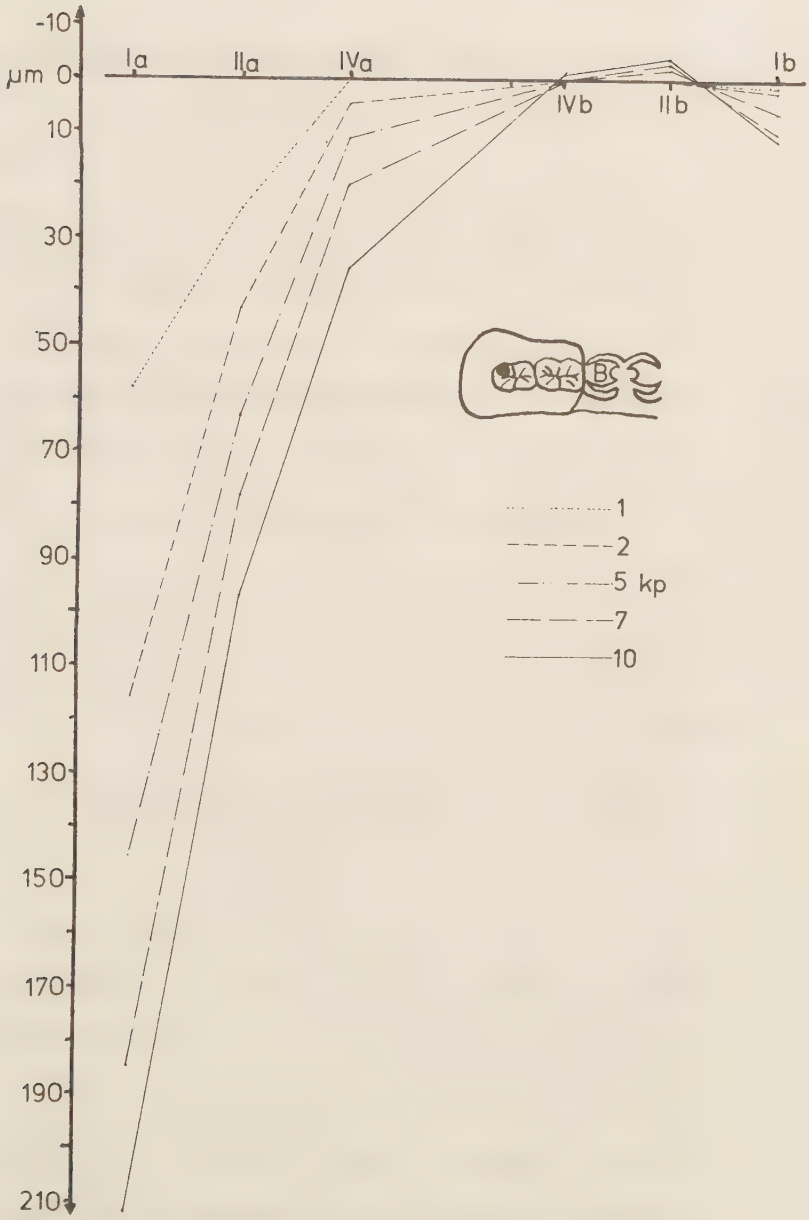

Abb. 26: Graphische Darstellung der Bewegungen von Prothese B3 bei Belastung auf Punkt E

3.2 Abzugsversuche: Meßergebnisse und Beschreibung der vertikalen Bewegungen der Prothesen

Diese Versuche unterscheiden sich von den beschriebenen Belastungsversuchen dahingehend, daß sie hinsichtlich der angewendeten Kräfte mehr theoretischen Charakter besitzen. Sie sollen in erster Linie dazu dienen, die kippmeidende Wirkung der verschiedenen Klammerkonstruktionen unter extremen Bedingungen zu testen und die Bedeutung guter und schlechter topographischer Verhältnisse an den endständigen Klammerzähnen für die Verankerung von Freiendprothesen beurteilen zu helfen.

Im Laufe der Messungen stellte sich heraus, daß eine größere Kraft als 1500 pond (entsprechend 14,71 Newton) ohne Schaden für Modell und Prothesen nicht anzuwenden war.

Die graphische Darstellung der Ergebnisse brachte Probleme mit sich, da die Skala, wie bereits erwähnt, von sehr großen Werten (über 3000 Mikron) bis zu äußerst kleinen Werten (1 Mikron) reicht. Es wurde deshalb ein Maßstab gewählt, der es noch zuläßt, die wesentlichen Ergebnisse zu erkennen, ohne die vorgegebenen Grenzen des Platzangebotes zu sprengen. In Abänderung des bei der Darstellung der Prothesenbewegungen unter Belastung gewählten Maßstabes (Mikron) wurden in den folgenden Abbildungen 27 - 38 auf der Ordinatenachse 1/10 mm abgetragen.

Bei der Auswertung der Meßergebnisse stellte sich zudem heraus, daß die Bewegungen, die die Prothesenkonstruktionen bei dem Kraftangriff an Punkt A und C (vgl. Abb. 11 - 13) ausführten, weitgehend übereinstimmten. Deshalb wird auf die graphische Darstellung der Bewegungen bei Abzugsversuchen an Punkt C der Prothesen verzichtet.

Wie schon bei den Belastungsversuchen fand die Krafteinwirkung jeweils nur am linken Freiendsattel einer jeden Prothese statt. Dieser Sattel wird in den folgenden Beschreibungen der Bewegungen als "aktiver" Sattel bezeichnet. Dementsprechend stellt der rechte Prothesensattel den "passiven" Sattel dar.

In den Tabellen 14 - 19 werden alle gemessenen Werte in Mikron wiedergegeben. Für jedes Abzugsgewicht zwischen 100 und 1500 pond werden 3 Werte angeführt, die sich auf die Kraftangriffspunkte (K) A, B und C beziehen.

3.2.1 Die Bewegungen der Prothese A1 bei Abzugsversuchen

3.2.1.1 an Punkt A (Abb. 27)

Der aktive Sattel hebt sich kontinuierlich bis 700 pond in abfallender Linie der Meßpukte Ia - IIa - IIIa. Ab 800 p nähert sich der Wert der Auflage IIIa dem des Sattelpunktes IIa zunehmend an; bei Anwendung von 1500 p sind die Werte für alle Meßpunkte in etwa gleich.
Der passive Sattel erfährt bis 700 p eine Kippung dergestalt, daß sich die Auflage IIIb mit dem Maximalwert von 2 Mikron bei 500 p absenkt, um sich danach bis 30 Mikron abzuheben, während bei gleichzeitigem Einsinken von Punkt IIb bis 6 Mikron bei 300 p der distale Sattelpunkt Ib kontinuierlich ansteigt. Am Ende der Versuchsreihe zeigen beide Sattelpunkte eine Abhebung von ca. 0,14 mm.

3.2.1.2 an Punkt B (Abb. 28)

Es ergeben sich beim Abzug am distalen Sattelrand größere Werte für die Abhebung der Prothese von ihrem Lager. Bemerkenswert ist der ruckartige Anstieg der Auflage IIIa zwischen 700 und 800 p.
Die Auflage IIIb des passiven Sattels erreicht mit 11 Mikron nur 1/3 des Abhebungswertes, den sie bei Abzug an Punkt A zeigt.

3.2.1.3 an Punkt C

Keine wesentlichen Unterschiede zu den unter 3.2.1.1 beschriebenen Ergebnissen.

pond	K	Ia	IIa	IIIa	IIIb	IIb	Ib
100	A	-12	-8	0	0	0	0
	B	-15	-9	0	0	0	-1
	C	-10	-6	0	0	0	0
200	A	-22	-12	-1	0	2	0
	B	-34	-18	-5	1	2	-3
	C	-29	-15	0	0	2	0
300	A	-96	-50	-5	0	6	-3
	B	-140	-60	-8	2	7	-11
	C	-101	-56	-2	0	4	-2
400	A	-206	-86	-25	1	3	-6
	B	-274	-98	-21	3	9	-13
	C	-182	-79	-7	1	2	-5
500	A	-317	-151	-37	2	-2	-9
	B	-365	-200	-30	2	1	-16
	C	-303	-142	-16	1	0	-9
600	A	-504	-295	-110	1	-6	-17
	B	-615	-374	-44	0	-2	-25
	C	-474	-279	-32	0	-4	-15
700	A	-685	-420	-184	-1	-10	-23
	B	-804	-512	-79	0	-12	-32
	C	-667	-412	-84	-2	-10	-21
800	A	-870	-506	-426	-5	-20	-28
	B	-1o38	-537	-403	0	-23	-51
	C	-846	-487	-109	-7	-16	-24
900	A	-966	-536	-455	-10	-22	-36
	B	-1161	-588	-431	-1	-29	-74
	C	-923	-536	-384	-9	-20	-32
1000	A	-1015	-585	-477	-13	-24	-48
	B	-1284	-635	-460	-3	-43	-86
	C	-1012	-560	-421	-13	-24	-46
1100	A	-1164	-621	-501	-16	-35	-52
	B	-1412	-681	-523	-6	-57	-98
	C	-1170	-612	-472	-15	-30	-54
1200	A	-1412	-834	-703	-20	-48	-64
	B	-1539	-884	-793	-8	-81	-109
	C	-1402	-843	-691	-19	-50	-66
1300	A	-1632	-1012	-998	-22	-69	-75
	B	-1831	-1073	-1011	-8	-101	-124
	C	-1647	-998	-953	-21	-73	-79
1400	A	-1748	-1537	-1477	-26	-115	-106
	B	-2130	-1812	-1624	-10	-130	-147
	C	-1801	-1496	-1356	-27	-106	-100
1500	A	-2002	-1939	-1910	-31	-138	-135
	B	-2557	-2243	-2048	-11	-152	-181
	C	-2042	-1977	-1892	-30	-127	-138

Tab. 14: Die Bewegungen der Prothese A1 bei Abzugsversuchen

(Alle Angaben in Mikron)

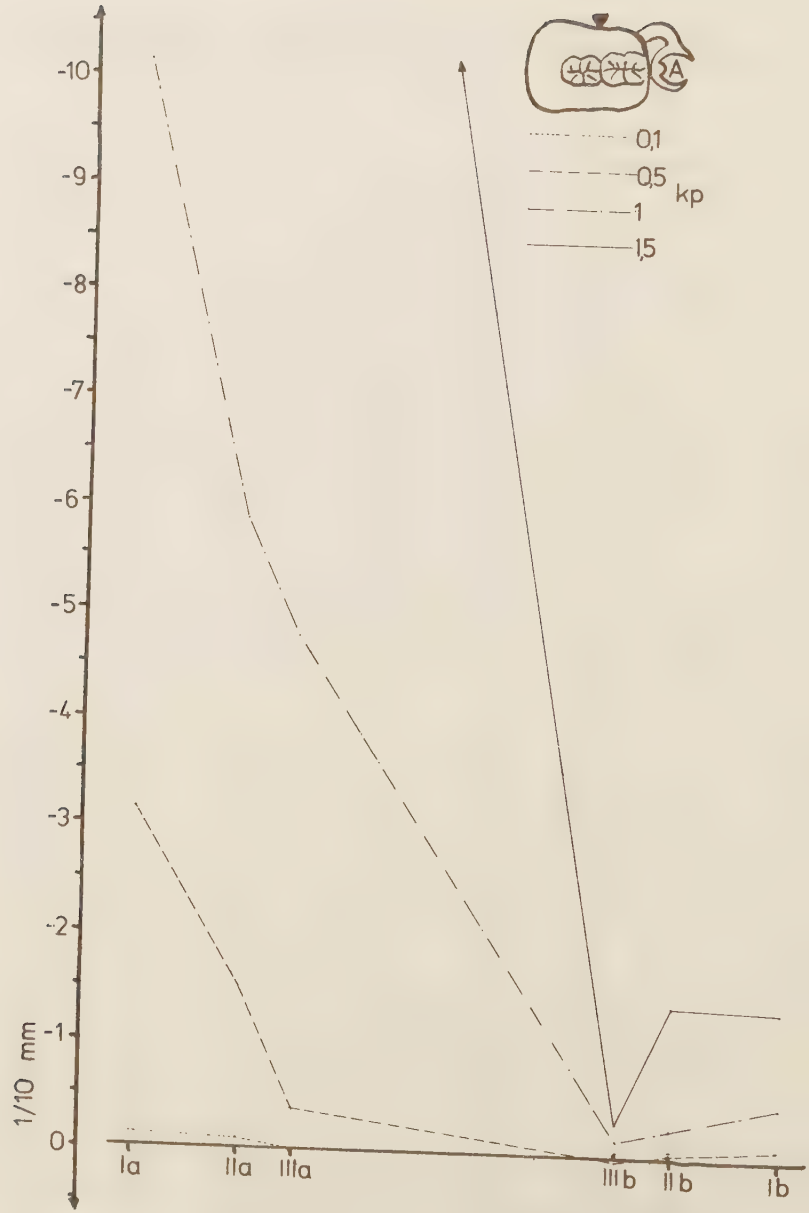

Abb. 27: Graphische Darstellung der Bewegungen von Prothese A1 bei Abzugsversuchen an Punkt A

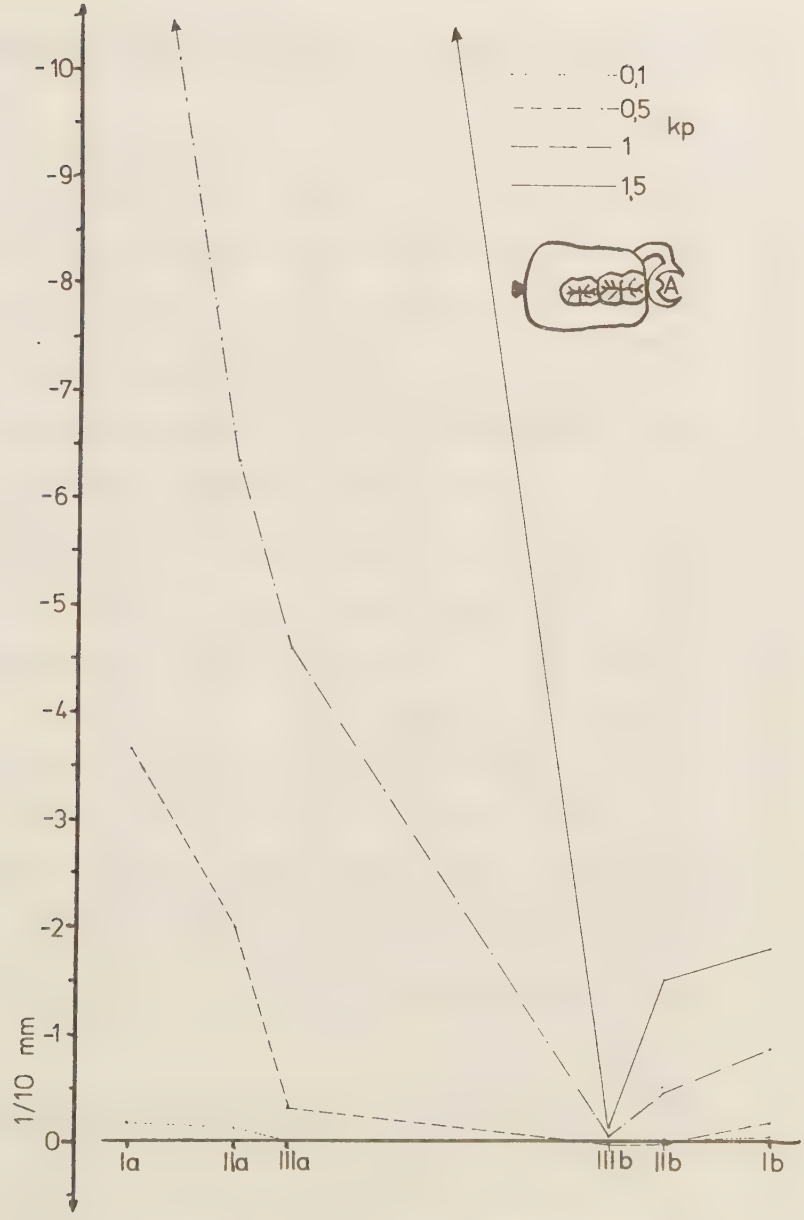

Abb. 28: Graphische Darstellung der Bewegungen von Prothese A1 bei Abzugsversuchen an Punkt B

3.2.2 Die Bewegungen der Prothese B1 bei Abzugsversuchen

3.2.2.1 an Punkt A (Abb. 29)

Es ist ein wesentlich schnellerer Anstieg der Werte am aktiven Sattel als bei Prothese A1 festzustellen. Eine sprunghafte Abhebung der Auflage IIIa kann zwischen 300 und 500 p verzeichnet werden. Bei etwa 1050 p übersteigt der an Punkt Ia gemessene Wert die Meßskala; gleichzeitig hat sich die Klammerauflage IIIa so weit vom Ankerzahn abgehoben, daß die Klammer praktisch funktionslos ist. Der passive Sattel weist ein ähnliches Verhalten auf wie der von Prothese A1, nur vollzieht sich der Übergang von der Kippung innerhalb des Sattels zum gleichmäßigen Abzug früher und in einem stärkeren Ausmaß. Die Auflage IIIb befindet sich bei 1000 p ca. 0,2 mm über dem Ankerzahn.

3.2.2.2 an Punkt B (Abb. 30)

Analog zu Prothese A1 weisen alle Meßpunkte höhere Werte auf als bei Abzug an Punkt A. Ab 900 p ist bei allen drei Meßpunkten des aktiven Sattels fast der gleiche Abzugswert festzustellen, auch hier die Klammer offenbar funktionslos, während auf der passiven Seite Punkt IIb einen leicht höheren Wert aufweist als die Auflage IIIb.

3.2.2.3 an Punkt C

Keine wesentlichen Unterschiede zu den unter 3.2.2.1 beschriebenen Ergebnissen.

pond	K	Ia	IIa	IIIa	IIIb	IIb	Ib
100	A	-16	-12	-6	1	2	0
	B	-121	-26	-36	0	4	-12
	C	-12	-8	0	0	0	0
200	A	-151	-70	-12	2	4	0
	B	-207	-76	-44	0	-3	-20
	C	-143	-62	-5	0	2	0
300	A	-344	-189	-38	2	6	0
	B	-473	-314	-52	-4	-5	-28
	C	-331	-172	-11	1	3	-2
400	A	-442	-350	-140	1	0	-3
	B	-608	-443	-153	-6	-6	-45
	C	-431	-289	-30	0	-1	-4
500	A	-561	-423	-333	-2	-14	-10
	B	-691	-501	-220	-12	-29	-58
	C	-532	-407	-67	-1	-21	-15
600	A	-637	-510	-406	-9	-41	-19
	B	-788	-571	-267	-17	-48	-63
	C	-630	-499	-412	-10	-37	-22
700	A	-958	-768	-712	-32	-63	-26
	B	-1140	-842	-792	-80	-87	-90
	C	-878	-700	-649	-35	-56	-30
800	A	-1350	-1180	-1135	-50	-120	-32
	B	-1579	-1310	-1211	-109	-130	-137
	C	-1220	-1062	-996	-57	-97	-33
900	A	-1716	-1731	-1666	-133	-228	-42
	B	-2303	-2146	-2087	-181	-235	-182
	C	-1632	-1574	-1271	-120	-196	-40
1000	A	-2952	-2954	-2857	-203	-351	-77
	B	-3163	-2991	-3012	-207	-360	-210
	C	-2167	-2069	-1832	-174	-284	-54
1100	A	Bei 1050 p Abzug der Klammer am aktiven Sattel					
	B	Bei 1050 p Abzug der Klammer am aktiven Sattel					
	C	-2601	-3091	-2513	-339	-369	-192
1200	A	-	-	-	-	-	-
	B	-	-	-	-	-	-
	C	Bei 1150 p Abzug der Klammer am aktiven Sattel					

Tab. 15: Die Bewegungen der Prothese B1 in Mikron bei Abzugsversuchen

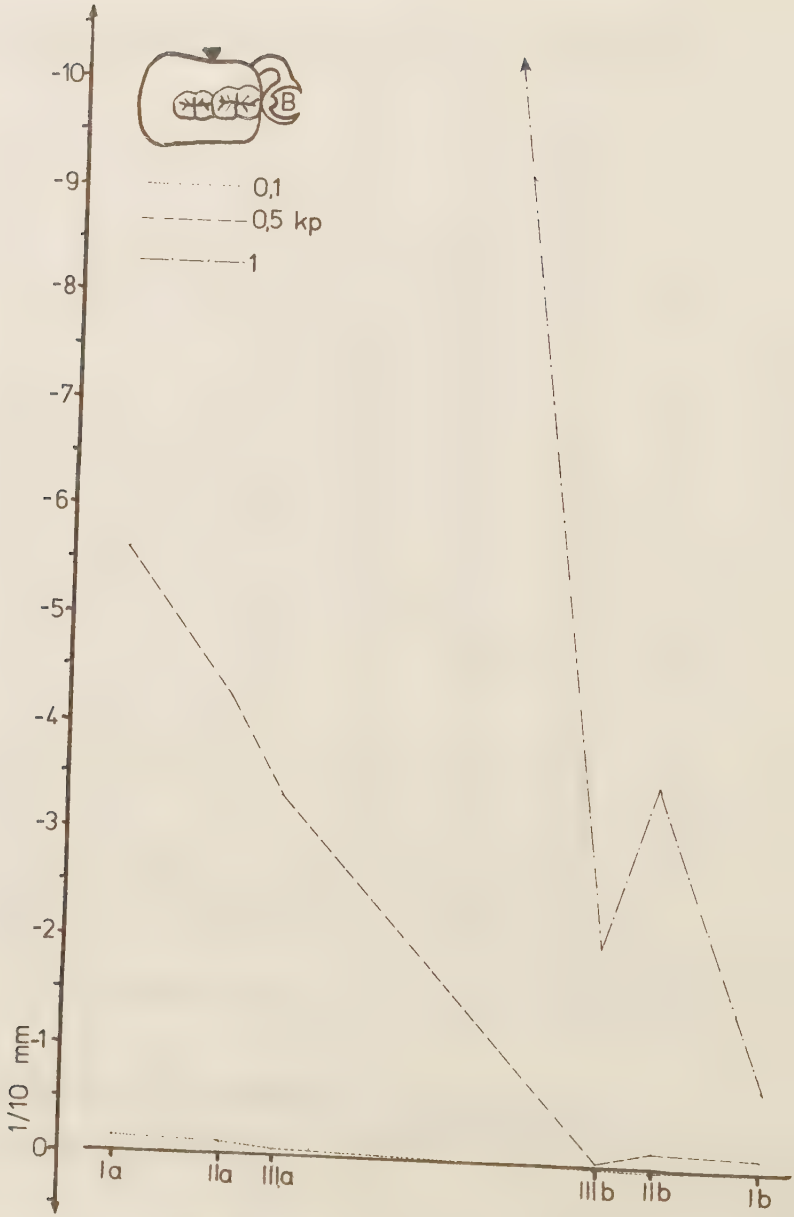

Abb. 29: Graphische Darstellung der Bewegungen von Prothese B1 bei Abzugsversuchen an Punkt A

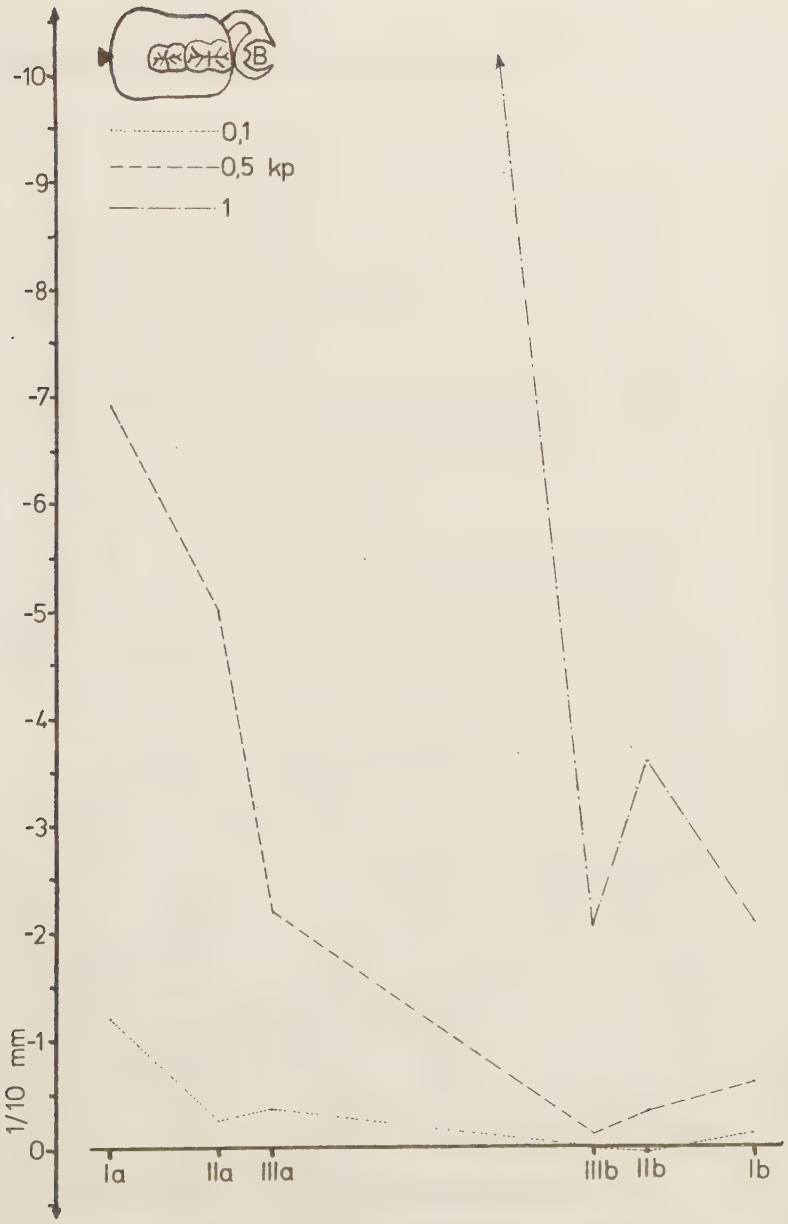

Abb. 30: Graphische Darstellung der Bewegungen von Prothese B1 bei Abzugsversuchen an Punkt B

3.2.3 Die Bewegungen der Prothese A2 bei Abzugsversuchen

3.2.3.1 an Punkt A (Abb. 31)

Im Vergleich zu Prothese A1 erhält man bei dieser Konstruktion durchwegs wesentlich kleinere Werte bei den Abzugsversuchen. Am aktiven Sattel hebt sich Punkt Ia jeweils etwa doppelt so stark ab wie IIa. Von den Auflagen reagiert als erste IIIa, die dem Sattel am nächsten liegende, schon bei 200 pond, IVa bei 400 und Va erst bei 500 pond. Ab 900 pond nähern sich die Werte für IIIa und IVa einander an, während Va deutlich darunter bleibt.

Am passiven Sattel tritt eine Reaktion sehr spät ein, der Sattel selbst reagiert geringfügig ab 400 pond, die Auflagen wieder gestaffelt: IIIb ab 600, IVb ab 800 und Vb ab 1000 pond.

3.2.3.2 an Punkt B (Abb. 32)

Hier findet man wie schon bei den vorangegangenen Versuchen erhöhte Abzugswerte an allen Meßpunkten. Auffallend ist, daß die Auflage Va sich zwischen 200 und 500 pond bis zu 4 Mikron absenkt, um erst ab 600 pond anzusteigen. Auch die Auflagen des passiven Sattels senken sich bis 400 pond leicht ab, bevor sie sich von da an geringfügig abheben.

3.2.3.3 an Punkt C

Keine wesentlichen Unterschiede zu denen unter 3.2.3.1 beschriebenen Ergebnissen.

pond	K	Ia	IIa	IIIa	IVa	Va	Vb	IVb	IIIb	IIb	Ib
100	A	-4	-2	0	0	0	0	0	0	0	0
	B	-8	-2	-4	0	0	0	0	0	0	0
	C	-2	0	0	0	0	0	0	0	0	0
200	A	-17	-5	-9	0	0	0	0	0	0	0
	B	-26	-7	-12	0	1	0	0	0	0	-1
	C	-15	-4	-8	0	0	0	0	0	0	0
300	A	-50	-24	-21	0	0	0	0	0	0	0
	B	-82	-36	-29	-2	3	1	1	1	-1	-3
	C	-46	-17	-21	-8	0	0	0	2	-1	-3
400	A	-82	-31	-40	-7	0	0	0	0	-1	-3
	B	-150	-67	-42	-7	4	1	0	0	-2	-5
	C	-89	-29	-32	-13	-4	0	0	1	-1	-4
500	A	-127	-50	-48	-14	-10	0	0	0	-1	-8
	B	-239	-106	-49	-18	2	0	0	-3	-3	-13
	C	-118	-52	-46	-22	-13	0	0	0	-2	-11
600	A	-184	-83	-62	-29	-16	0	0	-1	-3	-15
	B	-298	-134	-60	-20	-7	0	0	-4	-5	-29
	C	-168	-76	-62	-33	-17	0	0	-3	-5	-17
700	A	-248	-110	-86	-38	-23	0	0	-3	-5	-21
	B	-398	-183	-71	-41	-23	0	0	-11	-8	-44
	C	-232	-101	-83	-45	-20	0	-1	-4	-6	-25
800	A	-306	-173	-110	-56	-45	0	-1	-7	-11	-34
	B	-628	-315	-132	-82	-69	0	-4	-20	-14	-65
	C	-317	-152	-127	-71	-47	0	-3	-9	-10	-32
900	A	-442	-240	-153	-118	-70	0	-2	-10	-14	-41
	B	-836	-430	-164	-130	-102	0	-6	-21	-19	-80
	C	-428	-207	-167	-98	-68	-1	-4	-13	-15	-44
1000	A	-692	-361	-267	-234	-193	-1	-5	-17	-21	-59
	B	-996	-516	-278	-242	-201	-3	-11	-21	-24	-96
	C	-663	-335	-268	-177	-126	-2	-8	-20	-25	-68
1100	A	-894	-490	-340	-322	-220	-1	-10	-21	-28	-69
	B	-1287	-680	-357	-298	-231	-4	-13	-29	-36	-103
	C	-875	-459	-338	-274	-174	-3	-16	-23	-33	-85
1200	A	-1102	-610	-453	-422	-270	-1	-14	-25	-38	-101
	B	-1436	-760	-516	-369	-259	-5	-18	-34	-43	-125
	C	-1093	-581	-453	-342	-232	-3	-19	-30	-44	-117
1300	A	-1199	-649	-473	-441	-304	-2	-17	-28	-43	-116
	B	-1529	-800	-557	-424	-272	-5	-20	-41	-48	-125
	C	-1174	-621	-484	-354	-249	-5	-20	-33	-48	-124
1400	A	-1270	-672	-531	-483	-306	-3	-18	-34	-49	-130
	B	-1642	-859	-597	-466	-283	-5	-22	-47	-56	-165
	C	-1249	-650	-513	-367	-250	-5	-21	-36	-52	-137
1500	A	-1351	-695	-568	-538	-391	-4	-19	-40	-53	-147
	B	-1790	-927	-646	-475	-305	-5	-23	-52	-59	-202
	C	-1328	-684	-542	-372	-261	-6	-22	-41	-55	-154

Tab. 16: Die Bewegungen der Prothese A2 in Mikron bei Abzugsversuchen

Abb. 31: Graphische Darstellung der Bewegungen von Prothese A2 bei Abzugsversuchen an Punkt A

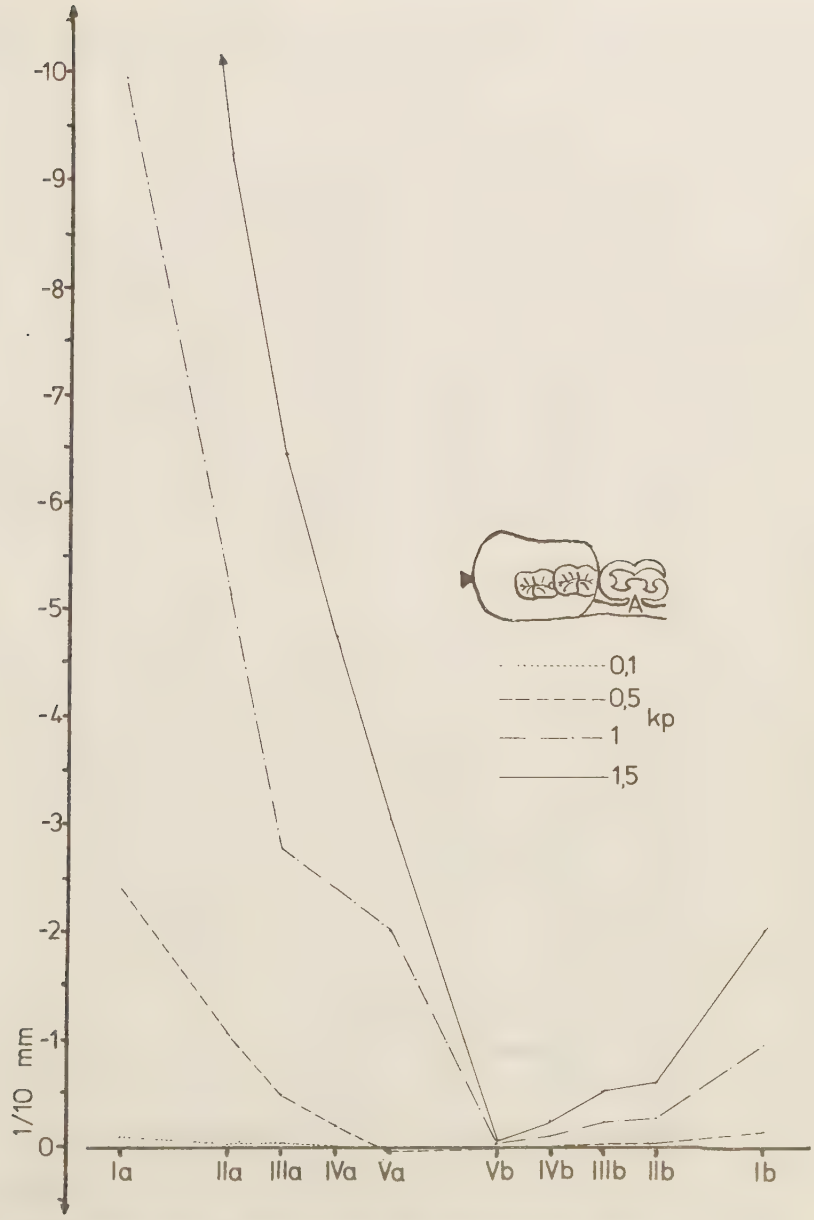

Abb. 32: Graphische Darstellung der Bewegungen von Prothese A2 bei Abzugsversuchen an Punkt B

3.2.4 Die Bewegungen der Prothese B2 bei Abzugsversuchen

3.2.4.1 an Punkt A (Abb. 33)

In wesentlich stärkerem Maße als bei der entsprechenden Prothese der A-Reihe steigen alle Werte für das Abheben des aktiven Sattels. Bemerkenswert ist dabei die deutlich registrierbare Kippung innerhalb der Klammerkonstruktion, die am Einsinken von Auflage Va bis 500 p bei gleichzeitigem Ansteigen von Auflage IIIa zu erkennen ist. Auch im weiteren Verlauf der Meßreihe ist eine den Abzugswerten nach abfallende Linie IIIa - IVa - Va festzustellen. Bei 1500 p übersteigt die Abhebung des distalen Sattelendes den Meßbereich.

Am passiven Sattel ist analog zum aktiven Sattel eine Kippung auch im Klammersystem zu konstatieren. Auflage Vb sinkt während der Versuchsreihe kontinuierlich bis zu 5 Mikron ab und steigt ab 1300 pond um 2 Mikron an, während sich Auflage IIIb gleichzeitig einen halben Millimeter über dem Ankerzahn befindet. Die Werte für die Entfernung passiver Prothesensattel - Prothesenlager sind durchgehend etwa zehnmal so groß wie bei Prothese A2.

3.2.4.2 an Punkt B (Abb. 34)

Neben dem schon vorher beobachteten stärkeren Anstieg der Sattelwerte ist hier eine stärkere Kippung innerhalb der Klammersysteme festzustellen. Ansonsten entspricht das Verhalten der beiden Sättel dem unter 3.2.4.1 beschriebenen.

3.2.4.3 an Punkt C

Keine wesentlichen Unterschiede zu den unter 3.2.4.1 beschriebenen Ergebnissen.

pond	K	Ia	IIa	IIIa	IVa	Va	Vb	IVb	IIIb	IIb	Ib
100	A	-31	-20	-3	-2	0	0	0	0	0	0
	B	-65	-40	-12	-4	1	0	0	0	0	0
	C	-37	-20	-3	0	0	0	0	0	0	0
200	A	-78	-41	-20	-7	2	0	0	0	0	-5
	B	-153	-72	-34	-12	3	0	0	-1	-1	-7
	C	-68	-33	-18	-8	1	0	0	0	0	0
300	A	-116	-63	-26	-10	4	0	0	-3	-1	-10
	B	-286	-125	-62	-29	5	1	0	-3	-4	-23
	C	-117	-57	-29	-10	3	0	0	-2	-2	-12
400	A	-194	-102	-48	-20	7	0	-2	-9	-4	-20
	B	-542	-262	-85	-32	8	1	-4	-10	-10	-32
	C	-199	-97	-61	-21	5	1	-4	-12	-6	-24
500	A	-315	-192	-78	-35	4	1	-9	-17	-13	-37
	B	-608	-312	-150	-66	7	3	-9	-21	-19	-56
	C	-314	-171	-92	-51	2	2	-10	-20	-15	-45
600	A	-457	-243	-137	-60	0	2	-10	-22	-17	-60
	B	-692	-552	-232	-105	-3	3	-10	-29	-26	-83
	C	-455	-236	-156	-94	-20	2	-11	-24	-18	-64
700	A	-722	-413	-212	-121	-36	2	-12	-30	-27	-115
	B	-984	-751	-346	-162	-15	4	-16	-43	-42	-168
	C	-684	-354	-256	-151	-43	3	-13	-29	-27	-118
800	A	-1022	-502	-303	-172	-67	4	-30	-70	-64	-232
	B	-1200	-922	-482	-261	-92	6	-39	-89	-92	-321
	C	-967	-483	-358	-213	-89	4	-35	-75	-69	-255
900	A	-1674	-809	-517	-252	-140	4	-47	-108	-91	-402
	B	-1942	-1012	-600	-375	-180	6	-58	-129	-134	-490
	C	-1597	-788	-562	-309	-162	4	-52	-112	-100	-444
1000	A	-1923	-991	-594	-360	-191	4	-63	-149	-120	-521
	B	-2133	-1141	-690	-449	-254	6	-78	-163	-151	-589
	C	-1884	-927	-628	-410	-223	5	-71	-160	-139	-557
1100	A	-2102	-1073	-642	-402	-218	5	-92	-215	-197	-666
	B	-2406	-1264	-748	-503	-312	7	-109	-224	-210	-721
	C	-2086	-1021	-674	-461	-257	6	-104	-221	-208	-700
1200	A	-2347	-1139	-712	-500	-243	5	-105	-235	-229	-743
	B	-2666	-1399	-828	-581	-369	7	-125	-270	-261	-801
	C	-2213	-1080	-757	-525	-283	6	-110	-258	-248	-786
1300	A	-2489	-1217	-800	-552	-388	3	-146	-332	-344	-987
	B	-2940	-1528	-923	-695	-497	5	-171	-364	-368	-1019
	C	-2444	-1186	-845	-601	-432	4	-158	-351	-360	-1006
1400	A	-2971	-1429	-954	-679	-431	3	-217	-480	-471	-1199
	B	-3187	-1789	-1025	-784	-584	2	-249	-521	-512	-1309
	C	-2841	-1385	-998	-743	-502	4	-235	-510	-493	-1282
1500	A, B, C	Bei 1500 p wird der Meßbereich an Ia überschritten.									

Tab. 17: Die Bewegungen der Prothese B2 in Mikron bei Abzugsversuchen

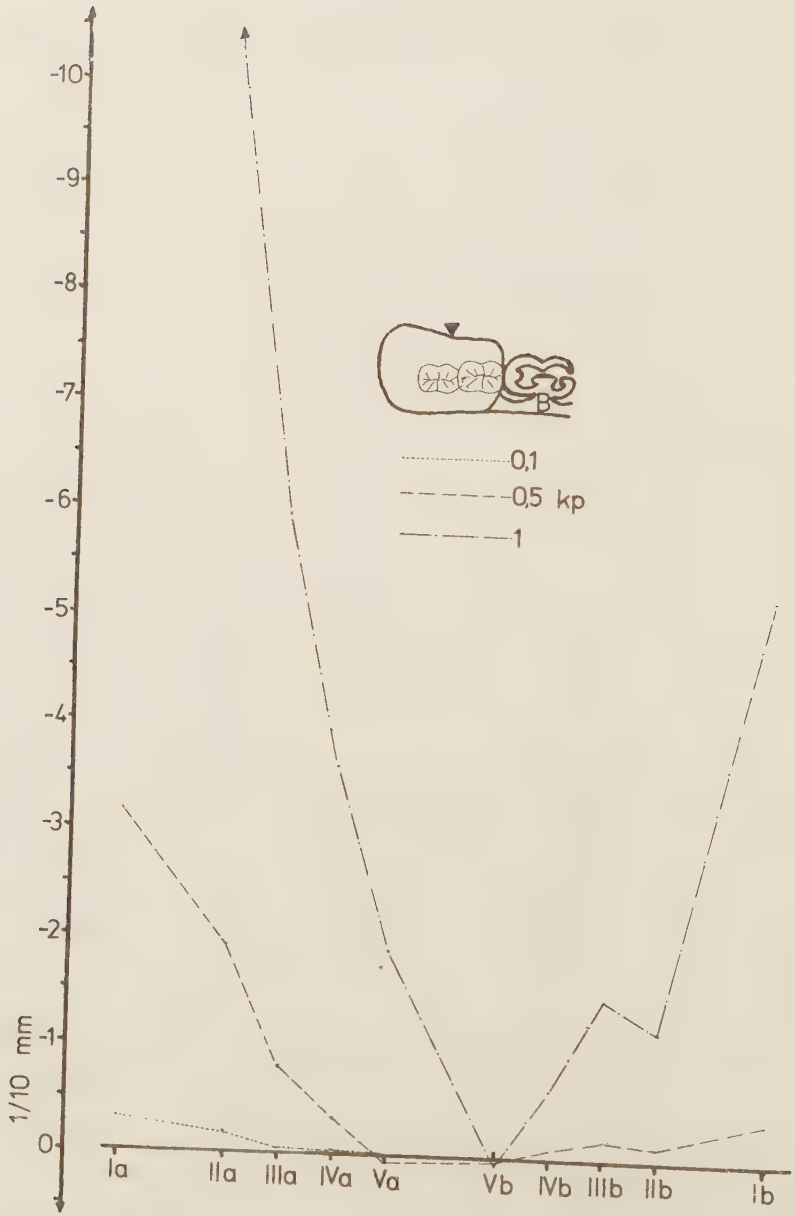

Abb. 33: Graphische Darstellung der Bewegungen von Prothese B2 bei Abzugsversuchen an Punkt A

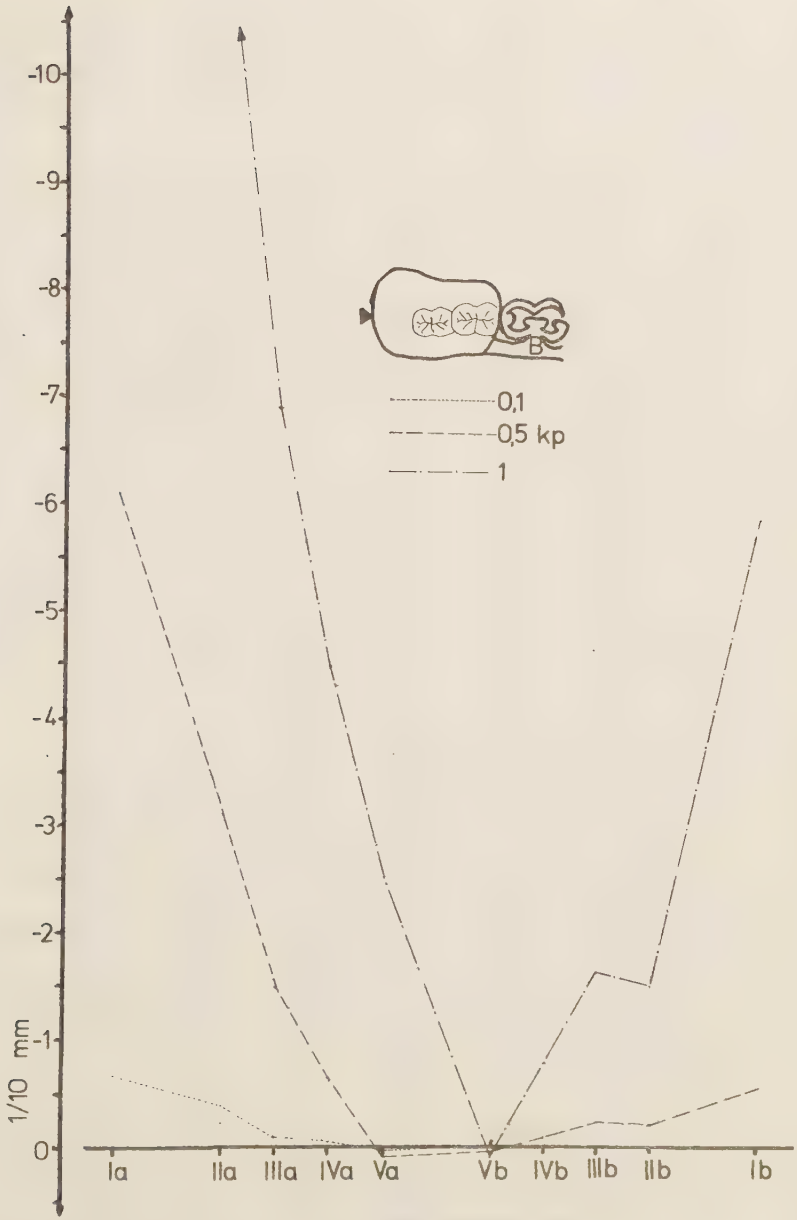

Abb. 34: Graphische Darstellung der Bewegungen von Prothese B2 bei Abzugsversuchen an Punkt B

3.2.5 Die Bewegungen der Prothese A3 bei Abzugsversuchen

3.2.5.1 an Punkt A (Abb. 35)

Der distale Sattelrand des aktiven Sattels hebt sich auch hier jeweils um das Doppelte der Strecke, die am Meßpunkt IIa abzulesen ist. Die Auflage IVa erreicht bei weitem nicht die Abhebung wie Punkt IIa, die beim Maximalabzug mit 1500 p etwa 0,8 mm beträgt. IVa befindet sich zum gleichen Zeitpunkt 428 Mikron über dem Ankerzahn.
Am passiven Sattel ist das Verhalten der Auflage IVb erwähnenswert, die bis 400 p ruhig bleibt und sich ab 500 p bis 1200 p kontinuierlich, doch nur bis 6 Mikron, absenkt. Ab 1300 p bewegt sie sich leicht in die entgegengesetzte Richtung, also von den Zähnen weg, und ist bei 1500 p nur noch 3 Mikron niedergedrückt.

3.2.5.2 an Punkt B (Abb. 36)

Beim Abzug am distalen Sattelende ist bei dieser Prothese keine sehr große Änderung gegenüber den wesentlichen Werten, die bei Abzug an Punkt A ermittelt wurden, feststellbar. Während die Sattelpunkte I und II beiderseits höhere Werte aufweisen, bleiben die Ergebnisse der Auflagen IV a und IV b fast unverändert gegenüber denen, die oben beschrieben wurden.

3.2.5.3 an Punkt C

Keine wesentlichen Unterschiede zu den unter 3.2.5.1 beschriebenen Ergebnissen.

pond	K	Ia	IIa	IVa	IVb	IIb	Ib
100	A	-12	-5	-1	0	0	0
	B	-30	-10	-3	0	0	0
	C	-9	-3	0	0	0	0
200	A	-34	-20	0	0	0	-4
	B	-91	-35	-11	0	0	-8
	C	-43	-20	-10	0	0	-4
300	A	-98	-45	-28	0	0	-8
	B	-172	-65	-29	0	-2	-22
	C	-93	-43	-24	0	-2	-9
400	A	-136	-65	-35	0	-1	-13
	B	-259	-96	-35	0	-4	-40
	C	-140	-62	-33	0	-3	-15
500	A	-205	-88	-48	1	-2	-22
	B	-366	-137	-51	0	-9	-64
	C	-220	-94	-45	0	-8	-37
600	A	-300	-114	-59	2	-4	-39
	B	-466	-174	-62	1	-15	-87
	C	-311	-127	-54	1	-13	-60
700	A	-337	-139	-72	3	-6	-58
	B	-526	-197	-70	1	-19	-111
	C	-374	-158	-63	1	-17	-79
800	A	-464	-178	-88	5	-12	-75
	B	-621	-233	-87	3	-25	-130
	C	-462	-196	-85	2	-22	-98
900	A	-598	-263	-127	5	-25	-112
	B	-758	-301	-133	3	-34	-158
	C	-571	-249	-114	2	-29	-126
1000	A	-749	-327	-166	6	-31	-139
	B	-883	-362	-169	4	-39	-178
	C	-704	-315	-155	3	-36	-151
1100	A	-857	-403	-211	6	-36	-165
	B	-1074	-473	-214	5	-48	-212
	C	-840	-386	-200	3	-43	-174
1200	A	-1026	-507	-273	6	-52	-200
	B	-1255	-578	-278	5	-61	-239
	C	-1004	-482	-258	4	-57	-211
1300	A	-1112	-581	-321	5	-62	-221
	B	-1458	-693	-312	4	-68	-283
	C	-1116	-559	-306	3	-65	-232
1400	A	-1295	-657	-372	5	-74	-255
	B	-1628	-791	-367	4	-80	-323
	C	-1282	-644	-358	2	-76	-260
1500	A	-1457	-789	-428	3	-93	-297
	B	-1838	-900	-433	3	-99	-373
	C	-1450	-745	-425	1	-90	-287

Tab. 18: Die Bewegungen der Prothese A3 in Mikron bei Abzugsversuchen

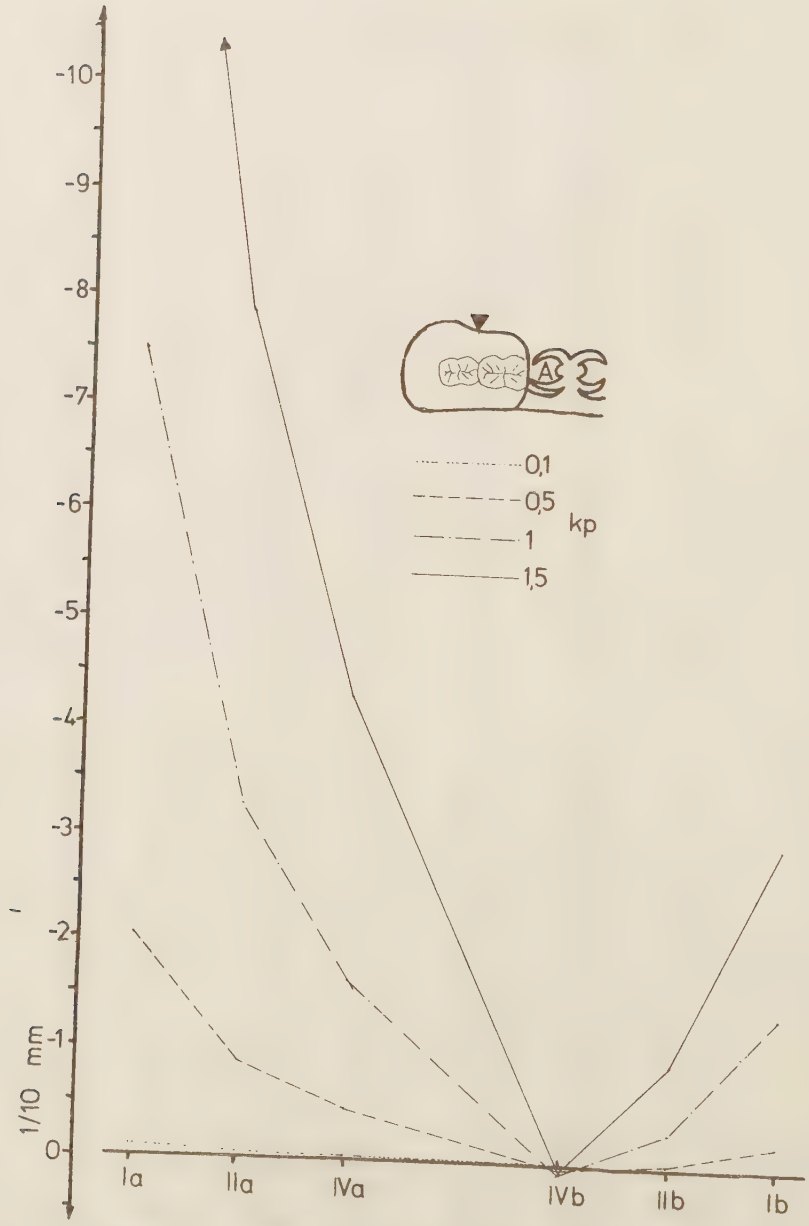

Abb. 35: Graphische Darstellung der Bewegungen von Prothese A3 bei Abzugsversuchen an Punkt A

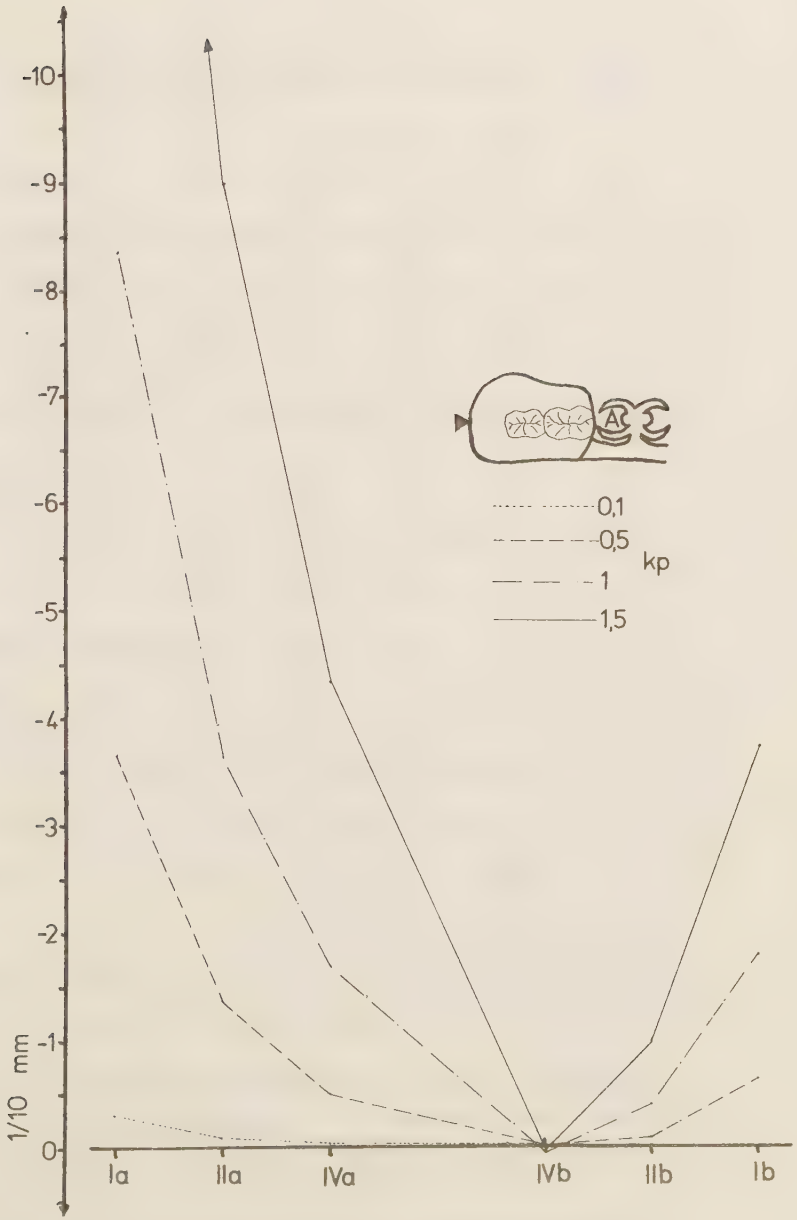

Abb. 36: Graphische Darstellung der Bewegungen von Prothese A3 bei Abzugsversuchen an Punkt B

3.2.6 Die Bewegungen der Prothese B3 bei Abzugsversuchen

3.2.6.1 an Punkt A (Abb. 37)

Wie schon bei allen bisher beschriebenen B-Versuchsreihen ist ein wesentlich stärkerer Anstieg aller Meßwerte am aktiven Sattel gegenüber denen der entsprechenden A-Prothese zu verzeichnen. Ein deutlich feststellbarer Sprung ist zwischen 400 und 500 p zu finden: am Meßpunkt Ia ist bei 500 p ein 0,7 mm größerer Wert als bei 400 p feststellbar, an IIa sind es 0,4 und an IVa 0,3 mm. Es bleibt anzumerken, daß die Werte für die Auflage IVa wiederum hinter denen des Sattelpunktes IIa zurückbleiben.
Der passive Sattel sinkt bei IIb zunächst bis 400 p ab, hebt sich jedoch ab 500 p vom Prothesenlager ab. Von diesem Moment an wird die Auflage IVb geringfügig niedergedrückt; sie erreicht bei 1000 p wieder ihre Normallage und hebt sich bei 1100 p von den Ankerzähnen ab.
Ab 1150 p überschreiten die Werte für Ia den Meßbereich und die Klammer verliert am 2. Prämolaren ihre Funktion.

3.2.6.2 an Punkt B (Abb. 38)

Wiederum stärkeres Ansteigen aller Sattelwerte als unter 3.2.6.1 beschrieben, jedoch bleiben die Werte für die Auflagen IV a und b demgegenüber fast unverändert. Die Prothese kann nur bis 1000 p belastet werden; ab 1050 p überschreitet der Abzugswert für Ia den Meßbereich.

3.2.6.3 an Punkt C

Keine wesentlichen Unterschiede zu den unter 3.2.6.1 beschriebenen Ergebnissen.

pond	K	Ia	IIa	IVa	IVb	IIb	Ib
100	A	-28	-10	-2	0	0	0
	B	-46	-11	-2	0	0	0
	C	-40	-16	0	0	0	0
200	A	-83	-33	-12	0	2	0
	B	-157	-51	-14	0	2	-20
	C	-75	-29	-10	0	3	-2
300	A	-221	-86	-32	0	4	-2
	B	-275	-90	-34	0	5	-49
	C	-163	-71	-26	0	7	-4
400	A	-315	-122	-41	0	8	-8
	B	-471	-158	-47	0	8	-83
	C	-261	-110	-34	0	12	-10
500	A	-1012	-551	-334	2	-10	-59
	B	-1062	-527	-351	1	-21	-133
	C	-1042	-532	-219	1	-8	-52
600	A	-1156	-640	-387	5	-13	-92
	B	-1503	-749	-404	3	-28	-205
	C	-1212	-611	-342	3	-15	-101
700	A	-1461	-779	-431	5	-18	-142
	B	-1904	-943	-488	4	-38	-295
	C	-1479	-803	-454	3	-22	-169
800	A	-1650	-896	-500	4	-20	-171
	B	-2127	-1088	-549	3	-49	-372
	C	-1681	-912	-521	3	-25	-198
900	A	-2068	-1170	-680	2	-23	-201
	B	-2437	-1289	-761	1	-67	-431
	C	-2141	-1199	-705	1	-42	-249
1000	A	-2570	-1479	-875	0	-45	-258
	B	-3012	-1573	-923	-1	-112	-596
	C	-2607	-1507	-901	-3	-76	-292
1100	A	-3128	-1898	-1195	-8	-68	-277
	B	Ab 1050 p keine meßbaren Werte mehr für Ia					
	C	-3097	-1864	-1202	-14	-107	-328
1200	A	Ab 1150 p keine meßbaren Werte mehr für Ia					
	B	-	-	-	-	-	-
	C	Ab 1150 p keine meßbaren Werte mehr für Ia					

Tab. 19: Die Bewegungen der Prothese B3 in Mikron bei Abzugsversuchen

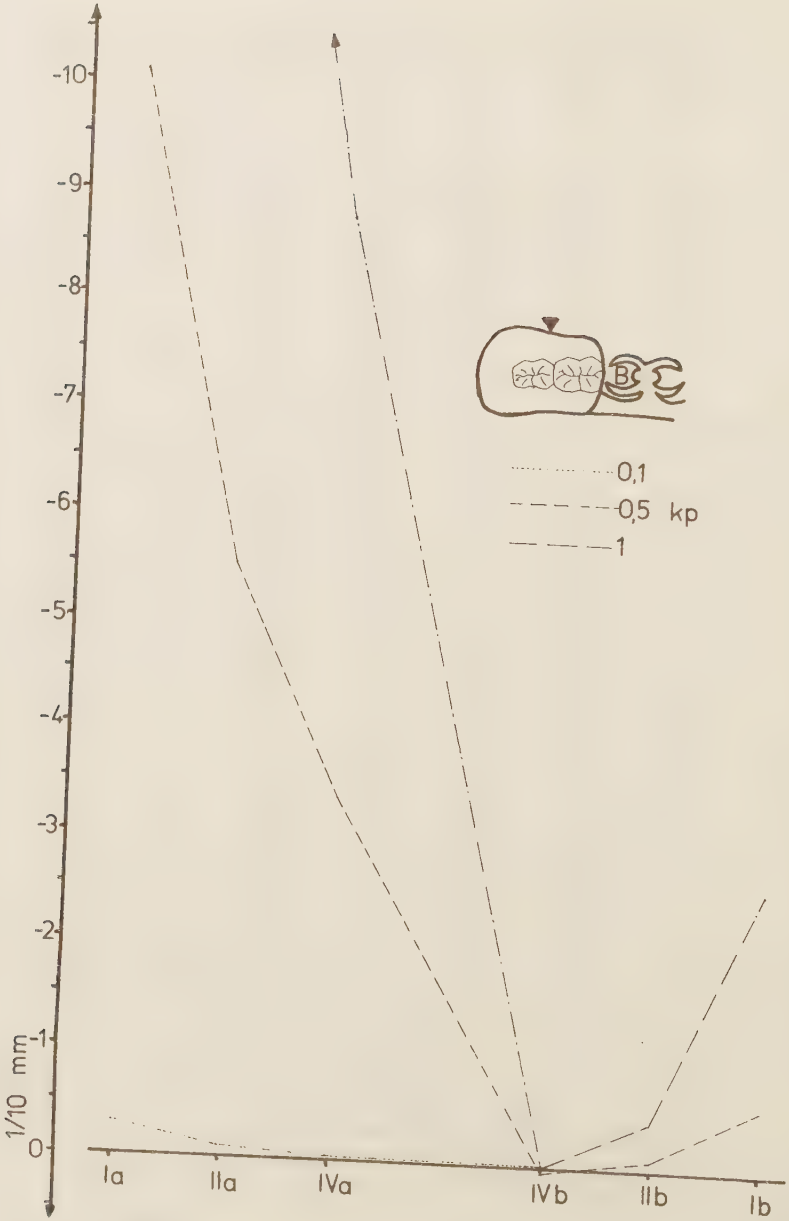

Abb. 37: Graphische Darstellung der Bewegungen von Prothese B3 bei Abzugsversuchen an Punkt A

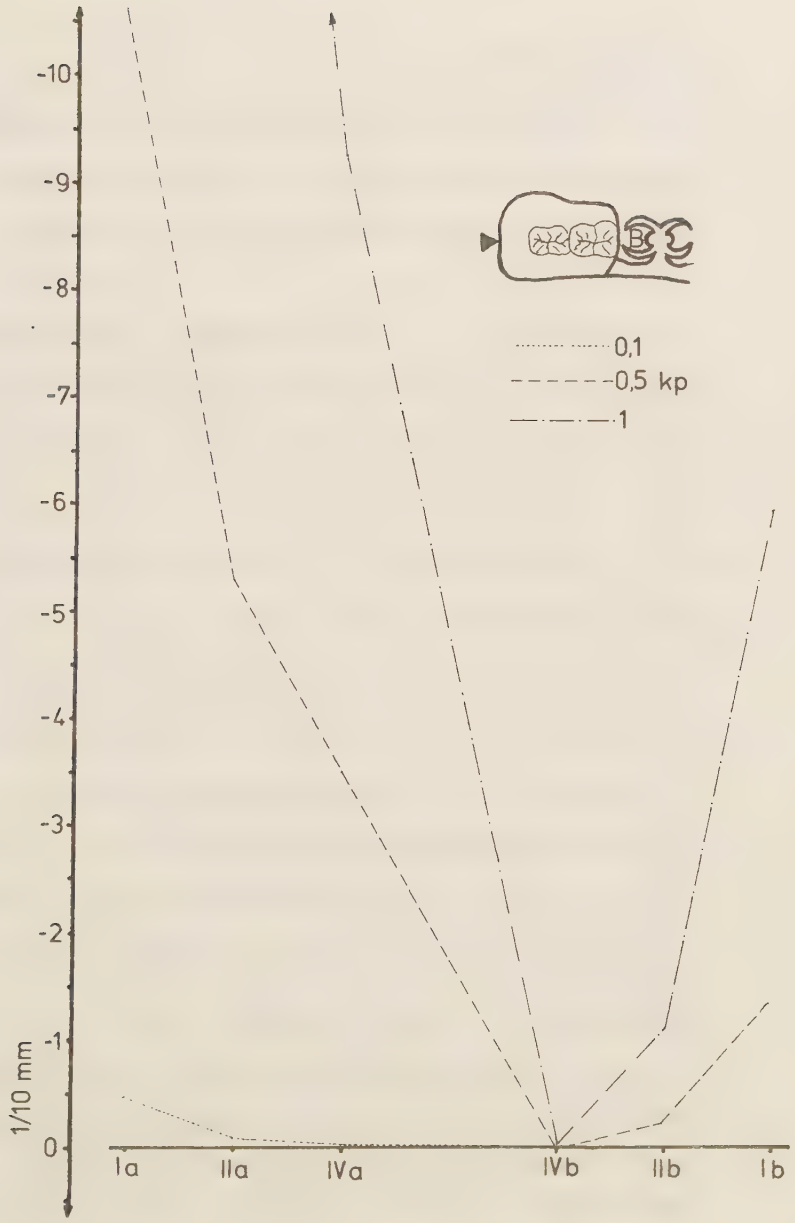

Abb. 38: Graphische Darstellung der Bewegungen von Prothese B3 bei Abzugsversuchen an Punkt B

3.3 Auswertung

3.3.1 Auswertung der Ergebnisse der Belastungsversuche

Das unterschiedliche Verhalten der drei Prothesenpaare beschränkt sich im wesentlichen auf die unbelastete Seite der Prothesen.

Die belasteten Sättel weisen untereinander sehr ähnliche Einsinkwerte auf, was durch die gleichmäßige Gestaltung der Sattelkonstruktionen begründet sein mag. Die unterschiedlichen Klammerkonstruktionen bewirken in dieser Hinsicht keine großen Unterschiede. Unter mesialer und distaler Belastung unterliegen die belasteten Freiendsättel Einsenkungen in diesem Bereich. Bei mesialer Belastung (Punkt D, s. Abb. 11 - 13) senken sich die Sättel zunächst im Sinne einer Translation ein; nach Anwendung größerer Gewichte, etwa ab 1,5 kp, werden am mesialen Sattelmeßpunkt Ia zunehmend höhere Einsinkwerte als am distalen Sattelmeßpunkt IIa gemessen. Ab 5 kp Belastung sind die Werte für IIa sogar rückläufig bei weiter ansteigenden Einsinkwerten für Ia, so daß von einer Kippung der Sättel um einen Punkt zwischen beiden Meßpunkten gesprochen werden kann. Bei distaler Belastung (Punkt E, s. Abb. 11 - 13) senkt sich der distale Sattelmeßpunkt IIa von Anfang an wesentlich tiefer in das Prothesenlager ein als der mesiale Sattelmeßpunkt. Im allgemeinen liegt die Einsinktiefe der Sattelränder bei maximal 0,2 mm.

Das Verhalten der unbelasteten Freiendsättel wird entscheidend durch die unterschiedlichen Klammerkonstruktionen bestimmt. Dies tritt jedoch erst bei den Versuchen an der Modellvariante B zutage (Prothesen B1, B2, B3).

Im Gegensatz zuden Auflagen der A-Prothesen A1, A2, A3, die während aller Belastungen absolut ruhig bleiben, zeigen die Auflagen und damit die Klammerkonstruktionen der B-Reihe durchwegs mehr oder weniger starke Bewegungen. Da außer dem sattelnahen Retentionsfeld sonst keinerlei Unterschiede zwischen beiden Modellvarianten bestehen, muß diese Tatsache dem fehlenden approximal sattelnahen Retentionsgebiet am zweiten Prämolaren von Modell B angelastet werden. Besonders deutlich ist dies bei Prothese B1 (mit umgekehrten Einarmklammern) zu erkennen. Sie zeigt eindeutig das schlechteste Verhalten in Bezug auf den Halt von Klammer und Sattel.

Wesentlich besser verhält sich der unbelastete Prothesenteil der Konstruktion B2 (mit verlängerten Einarmklammern) und B3 (mit Bonwillklammern). Offensichtlich hindern bei fehlendem sattelnahen Retentionsgebiet die sattelferne Retention und die starken, zwangsläufig in die Interdentalräume zwischen den Prämolaren hineinragenden Absteifungsteile die Klammerkonstruktionen daran, erhebliche Bewegungen durchzuführen. Dementsprechend sind bei beiden Prothesen die Bewegungen der unbelasteten Sättel relativ gering.

Die Ergebnisse der Belastungsversuche zeigen, daß die Kippbewegungen der bilateralen Freiendprothese durch gute Ausnützung eines sattelnahen approximalen Retentionsfeldes sehr gering gehalten werden können und eine stärkere Belastung für Zähne und Parodont gleichsam ausgeschaltet werden kann. Allerdings erweist sich eine an zwei Ankerzähnen auf jeder Seite befestigte Prothese mit zusätzlichen sattelfernen Retentionsteilen und zusätzlichen Auflagen stets als der Einzelklammer am endständigen Zahn überlegen. Selbst wenn ein sattelnahes Retentionsfeld nicht vorhanden ist, können mit derartigen Konstruktionen noch durchaus akzeptable Ergebnisse hinsichtlich der kippmeidenden Wirkung einer Freiendprothese erzielt werden.

3.3.2 Auswertung der Ergebnisse der Abzugsversuche

Bei diesen Versuchsreihen, die mehr theoretischen Charakter besitzen, erweist sich die Art der Verankerung als wichtig auch für die Arbeitsseite, d.h. für die Seite, an der die Kraft angreift. Es treten im Gegensatz zu den Belastungsversuchen auch Verbiegungen der Prothesengerüste auf, was an den Bewegungsunterschieden der Freiendsättel beider Seiten abzulesen ist.

Wiederum zeigen die Klammerauflagen der A-Prothesen weitaus geringere Bewegungen als die der B-Prothesen. Dies trifft bei den Abzugsversuchen im Gegensatz zu den Belastungsversuchen auch auf die aktive Prothesenseite zu.

Ganz deutlich ist bei den B- Prothesen ab einer bestimmten Abzugskraft, etwa zwischen 400 und 800 pond, eine Annäherung der Werte für die mesialen Sattelmeßpunkte Ia und die Auflagenmeßpunkte IIIa bzw. IVa festzustellen, was bedeutet, daß die fehlende sattelnahe Retention ein fast gleichmäßiges Abheben der ganzen Prothesenhälfte (Sattel + Klammerkonstruktion) von ihrem Lager bewirkt. Dagegen ist dieses Verhalten bei den A-Prothesen nicht zu erkennen, oder wenn (Prothese A1), dann erst gegen Ende der Meßreihe, also bei einer Abzugskraft von 1400 bis 1500 pond.

Die aktiven Sättel der B-Prothesen haben sich bei Anwendung der Maximalkraft (1500 pond) schon so weit von dem Prothesenlager entfernt, daß die Strecke auf den Meßuhren nicht mehr abzulesen war. Ebenso haben sich die Funktionsteile der Klammerkonstruktionen mit Anlagefläche am zweiten Prämolaren so weit abgehoben, daß die Klammerkonstruktionen in diesem Bereich funktionslos geworden waren.

Die passive Prothesenseite (Sattel + Klammerkonstruktion) weist bei den Prothesen A2 und B2 eine Kippung im Bereich der Klammerkonstruktion auf; bei B2 dergestalt, daß sich die sattelfern gelegene Auflage Vb (Abb. 12 - 14) leicht absenkt und den ersten Prämolaren axial belastet, was durch die gemessenen Bewegungen der Klammerauflagen verdeutlicht wird. Die sattelnahe Auflage IIIb (Abb. 12 - 14) dagegen hebt sich vom Ankerzahn ab. Auch die Auflagen der

anderen Prothesen A1, B1, A3 und B3 werden vorübergehend ganz geringfügig niedergedrückt, um sich bei Einwirkung stärkerer Abzugskräfte abzuheben. Auch hier wirken sich die an Modellvariante A vorhandenen sattelnahen untersich-gehenden Gebiete aus, da für den Abzug der A-Prothesen größere Kräfte notwendig sind.

Die einfache umgekehrte Einarmklammer (Prothese B1) erweist sich auch hier als unzureichendste Konstruktion, wenn keine Retentionsteile in das sattelnahe Retentionsgebiet eingreifen, wenn also kein sattelnahes Retentionsgebiet vorhanden ist. Sie vermag den Abhebelungskräften nur wenig entgegenzusetzen. Während die Doppelklammern der beiden anderen B-Prothesen B2 und B3 durch ihre starre Konstruktion und die zusätzlichen Retentionen am ersten Prämolaren zwar bessere Resultate zeitigen, zeigen sie doch erheblich schlechtere Werte als ihre Gegenstücke aus der A-Reihe.

Auch die Ergebnisse der Abzugsversuche bestätigen die Erkenntnisse, die bereits aus den Belastungsversuchen gewonnen werden konnten.

Die besten Ergebnisse hinsichtlich der kippmeidenden Wirkung erhält man mit einer erweiterten Einarmklammer mit zusätzlichen mesialen Auflagen. Es erweist sich jedoch als unbedingt nötig, ein sattelnahes Retentionsgebiet extensiv auszunützen; denn die gleiche Konstruktion ohne diese Retentionsmöglichkeit zeigt doch weit schlechtere Werte

als die unverlängerte, also einfache umgekehrte Einarmklammer, die lege artis vermessen mit Retentionsteilen in ein vorhandenes approximales sattelnahes Retentionsgebiet eingreift.

Es ist also nach den Ergebnissen dieser Abzugsversuche nicht möglich, ein fehlendes sattelnahes Retentionsgebiet durch Ausnützung sattelferner Retentionsflächen und zusätzlicher Abstützungen zu ersetzen.

4. DISKUSSION

Die angewendete Meßmethode bot die Möglichkeit, die Vertikalbewegungen der Freiendsättel des untersuchten Zahnersatzes direkt in Mikron abzulesen. Das Modell entsprach weitgehend den biophysikalischen Gegebenheiten im Kieferbereich und lieferte zumindestens bei den Belastungsversuchen praxisbezogene Ergebnisse.

Der Nachteil des Verfahrens bestand darin, daß bei Reproduktionen der Meßvorgänge keine mathematische Genauigkeit der Meßwerte zu erzielen war. Aus diesem Grunde mußten alle Messungen mehrere Male wiederholt werden, so daß alle Meßdaten rechnerische Mittelwerte aus zehn Messungen darstellen. Hierbei ergaben sich an einigen Meßpunkten Meßwertunterschiede, die einen Bereich von höchstens 20 Mikron umfaßten. Diese Differenzen können auf Ermüdungserscheinungen der verwendeten Werkstoffe oder Meßfehler (z. B. Verschiebungen der Belastungspunkte) zurückzuführen

sein. Sie waren jedoch so klein, daß die Signifikanz der Meßergebnisse dadurch nicht beeinträchtigt wurde.

Eine Aussage über die effektive Beanspruchung des Parodonts der Pfeilerzähne unter den jeweiligen Krafteinwirkungen auf die Prothesensättel konnte nur indirekt und nur für vertikale Belastungen der Pfeilerzähne getroffen werden.

Es wurde bewiesen, daß dem sattelnahen approximalen Retentionsfeld bei der Verankerung von bilateralen Freiendprothesen eine entscheidende Bedeutung zukommt. SINGER und SCHÖN (43), die NEY-Company (36), BRUNNER (5), HEHRING (14) und andere hatten die Forderung nach einem solchen Retentionsfeld schon früh erhoben und empfahlen zum Teil die künstliche Schaffung solcher Zonen. Nach den Ergebnissen dieser Arbeit ist die beste kippmeidende Wirkung von Gußklammerkonstruktionen nur gegeben, wenn Retentionsteile der Verankerungselemente bilateraler Freiendprothesen in ein solches sattelnahes approximales Retentionsfeld eingreifen. Sollte es nicht möglich sein, diese Bedingung zu erfüllen, kann ein zu erwartendes Abkippen der Freiendsättel beim Einwirken von Abzugs- und Belastungskräften durch Ausweitung der Verankerungselemente auf weitere Zähne mit Ausnützung auch sattelferner Retentionsfelder zu einem gewissen Umfang gemindert werden. Dabei erweist sich der durch die zusätzlichen Auflagen entstehende Druck auf die einbezogenen Zähne als relativ gering.

Die Schlußfolgerungen von JÜDE (18) und FINGER (10) hinsichtlich der bei Belastung auftretenden Verbiegungen der Prothesengerüste können durch die Ergebnisse der Abzugsversuche indirekt bestätigt werden (vgl. 3.3.2, Seite 84).

Die Belastungsversuche ergaben unter den mesialen und distalen Sattelmeßpunkten ähnliche Einsinkwerte, wie sie auch JÜDE (18) für die Sättel der von ihm untersuchten Freiendprothesen feststellen konnte.

Die Einsinktiefe der belasteten Sattelränder liegt mit maximal 0,2 mm unter der von REHM, KÖRBER und KÖRBER (39) am Patienten ermittelten Schmerzgrenze (0,3 mm).

5. ZUSAMMENFASSUNG

Um Untersuchungen über die kippmeidende Wirkung verschiedener Modellgußklammerkonstruktionen an bilateralen Freiendprothesen durchzuführen, wurde ein Phantommodell hergestellt, das den biophysikalischen Verhältnissen des Parodonts und der Gingiva nahekommt.

Dieses Unterkiefermodell wurde so ausgelegt, daß die endständigen Ankerzähne in einem Fall ein sattelnahes approximales Retentionsfeld aufwiesen, im anderen Fall nicht. Für beide Modellvarianten wurden je drei sich entsprechende Modellguß-Freiendprothesen konstruiert, deren Verankerungselemente zum einen von umgekehrten Einarmklammern nach NEY, zum anderen von Einarmklammern mit mesialer Verlängerung und zusätzlichen Auflagen, zum dritten von Bonwillklammern gebildet wurden.

Die verschiedenen Prothesenkonstruktionen wurden einseitigen Belastungs- und Abzugsversuchen unterworfen.
Bei den Belastungsversuchen wurden die linken Prothesensättel an zwei verschiedenen Punkten (im mesialen und im distalen Sattelabschnitt) bis 10 kp (98,1 N) belastet.
Bei den Abzugsversuchen wurde der linke Sattel jeder Freiendprothese an drei Stellen unter dem Sattelrand (buccal, distal, lingual) mit bis zu 1500 pond (14,71 N) abgehoben.

Die sich daraus ergebenden Prothesenbewegungen wurden an bis zu 10 Meßstellen in Mikron gemessen und die kippmeidende Wirkung der verschiedenen Prothesenkonstruktionen dargestellt.

Es konnten folgende Aussagen getroffen werden:

1. Zur Vermeidung von Kippbewegungen bilateraler Freiendprothesen muß die Ausnützung eines sattelnahen approximalen Retentionsgebietes unbedingt gefordert werden.

2. Sollte ein sattelnahes approximales Retentionsgebiet nicht zur Verfügung stehen, ist die künstliche Schaffung einer solchen Zone angezeigt.

3. Eine gewisse kippmeidende Wirkung kann auch bei fehlendem sattelnahen approximalen Retentionsgebiet durch die Ausweitung der Verankerungselemente auf weitere Zähne mit zusätzlichen Abstützungen erreicht werden. Diese erweiterte Konstruktion erzielt jedoch eine geringere kippmeidende Wirkung als eine einfache Klammerkonstruktion an den endständigen Zähnen, bei der Retentionsteile in ein vorhandenes sattelnahes approximales Retentionsgebiet eingreifen.

4. Eine einfache Klammerkonstruktion an endständigen Zähnen eines anterioren Restgebisses kann keine Anwendung finden, wenn ein sattelnahes approximales Retentionsgebiet nicht zur Verfügung steht.

5. Die besten Ergebnisse hinsichtlich der kippmeidenden Wirkung von Gußklammerkonstruktionen an bilateralen Freiendprothesen können mit einer Klammerkonstruktion unter Ausnützung eines approximalen sattelnahen Retentionsgebietes bei gleichzeitiger Erweiterung auf weitere Zähne erzielt werden.

6. LITERATURVERZEICHNIS

1. BARZ, R. — Retentionskräfte von Ney-Gußklammern Nr. 1 bei Dauerbelastungen in Abhängigkeit von verschiedenen Unterschnitten und Legierungen
Med. Diss. Berlin 1968

2. BAUER, E. und LANGER, H. — Die prophylaktischen Aufgaben des beidseitigen Freiendersatzes im Unterkiefer
Öst. Z. Stomat. 67, 368 (1970)

3. BELGER — zit. nach KANTOROWICZ (22)

4. BONYHARD, B. — Resilienz, Resorption und Prothesengestaltung
Öst. Z. Stomat. 36, 10 (1938)

5. BRUNNER, Th. — Richtige und falsche Klammerkonstruktion
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 81, 1165 (1971)

6. EICHNER, K. — Messung der Kräfte bei Kauvorgängen
Dtsch. zahnärztl. Z. 18, 915 (1963)

7. EICHNER, K. — Aufschlüsse über den Kauvorgang durch elektronische Kaukraftmessungen
Dtsch. zahnärztl. Z. 19, 415 (1964)

8. EICHNER, K. — Funktionelle Gesichtspunkte zur Basisgestaltung von Modellgußprothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 29, 930 (1974)

9. EISELT, K.-H. — Messung der Retentionskraftveränderungen von gegossenen Ney-Klammern aus Gold- und Chrom-Kobalt-Legierungen unter der Einwirkung von Dauerbelastungen
Med. Diss. Berlin 1965

10. FINGER, W. — Über die Deformation bilateraler Unterkiefer-Freiend-Prothesen bei transversaler Sattelbelastung
Zahnärztl. Welt/Ref. 80, 135 (1971)

11. FINGER, W. und JUNG, T. — Über Fehler bei der Planung und Anfertigung von Modellgußprothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 29, 854 (1974)

12. FISCHER, K. — Die Problematik der Verbindung zwischen Restgebiß und Freiendsattel
Dtsch. zahnärztl. Z. 16, 513 (1961)

13. GAUL, L., JUNG, T. und WÖLTGE, E. — Festigkeitsmessungen an Auflageklammern
Dtsch. zahnärztl. Z. 31, 761 (1976)

14. HEHRING, H. — Partielle Modellgußprothesen nach dem Ney-System
Dtsch. zahnärztl. Z. 17, 698 (1962)

15. HENDERSON, D. und SEWARD, T.E. — Design and Force distribution with partial dentures
J. prosth. Dent. 17, 350 (1968)

16. HIRSEKORN, H. — Die Freiendprothese und ihre Verbindung mit dem Restgebiß
Öst. Z. Stomat. 36, 29 (1938)

17. HOFFMANN, W. — Zur Mechanik zahnärztlicher Freiendprothesen aus Stahl unter Berücksichtigung materialtechnischer Prüfungen
Med. Diss. Berlin 1957

18. JÜDE, H.-D. — Untersuchungen über die Kinematik doppelseitiger Freiendprothesen bei verschiedenen Belastungen unter besonderer Berücksichtigung der Verbiegungen
Med. Diss. Würzburg 1969

19. JÜDE, H.-D. Untersuchungen über die Prothesenmechanik von partiellem Zahnersatz
Dtsch. zahnärztl. Z. 25, 821 (1970)

20. JÜDE, H.-D. Untersuchungen über die elastische Deformierung unterer Einstückguß-Freiendprothesen bei verschiedenen Belastungen
Dtsch. zahnärztl. Z. 25, 304 (1970)

21. JÜDE, H.-D. Untersuchungen über den Einfluß des okklusalen Reliefs künstlicher Seitenzähne auf die Kinematik der unteren Freiendprothese
Dtsch. zahnärztl. Z. 27, 635 (1972)

22. KANTOROWICZ, A. Zur Statik der partiellen Prothese
Dtsch. zahnärztl. Z. 4, 141 (1949)

23. KÖRBER, E. Untersuchungen über das Kauzentrum und den Belastungsausgleich bei Prothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 16, 268 (1962)

24. KÖRBER, E. Der Einfluß einiger Konstruktionselemente auf den Erfolg und Mißerfolg partieller Prothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 18, 992 (1963)

25. KÖRBER, E. und LEHMANN, K. Untersuchungen zur Lagerung von Freiendprothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 22, 1267 (1967)

26. KÖRBER, E., LEHMANN, K. und PANGIDIS, C. Kontrolluntersuchungen an parodontal und parodontal-gingival gelagerten Freiendprothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 30, 77 (1975)

27. KÖRBER, K.-H. Untersuchungen zur Biophysik des Parodontiums
Dtsch. zahnärztl. Z. 17, 1585 (1962)

28. KÖRBER, K.-H. Zahnärztliche Prothetik Band 2
Thieme-Verlag Stuttgart 1975

29. KÖRBER, K.-H. und HENERS, M. Grundlagen der starr am Restgebiß abgestützten partiellen Prothesen - Richtlinien für den Entwurf
Zahnärztl. Welt/Ref. 82, 558 (1973)

30. KUCK, M. Zur Dynamik der Oberkiefer-Freiendprothesen im Kräftespiel des Kauorgans
Dtsch. zahnärztl. Z. 22, 1258 (1967)

31. LEHMANN, K. Die Kinematik der klammergestützten Freiendprothese
Dtsch. zahnärztl. Z. 27, 641 (1972)

32. LUDWIG, P. Kinematik und Belastungsverteilung abgestützter Freiendprothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 31, 547 (1976)

33. MARXKORS, R. Das Ney-Klammern-System
Dtsch. Zahnärztebl. 16, 75 (1962)

34. MARXKORS, R. Modellgußkonstruktionen
Bremer Goldschlägerei Bremen 1975

35. MÜHLEMANN, H. Die physiologische und pathologische Zahnbeweglichkeit
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 61, 1 (1951)

36. NEY-COMPANY Planned Partials
Die gegossene partielle Prothese
Degussa 2. Aufl. 1957

37. PFEIFFER, K. Untersuchungen über die Resilienz der durch Prothesen beanspruchten Gewebe und ihre Bedeutung für die Okklusion der Prothesen
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 39, 401 (1929)

38. PFÜTZ, E. Untersuchungen zur Korrelation zwischen Parodontalhygiene und parodontaler Abstützung bei Modellguß-Prothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 27, 526 (1972)

39. REHM, H., KÖRBER, E. und KÖRBER, K.-H. Biophysikalischer Beitrag zur Problematik starr abgestützter Freiendprothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 17, 963 (1962)

40. REICHENBACH, E. Vergleichende Therapie des unteren Lückengebisses mit Endlücken
Zahnärztl. Rdsch. 62, 621 (1953)

41. REITHER, W. Die dental getragene Teilprothese
in: Praxis der Zahnheilkunde
Hrsg.: HAUNFELDER, D., HUPFAUF, L., KETTERL, W., und SCHMUTH, G.
Verlag Urban & Schwarzenberg München 1976

42. ROHRBACH, Ch. und EICHNER, K. Messung der Kräfte beim Kauvorgang mit Widerstandsmeßdosen von Molarengröße ohne Behinderung der Okklusion und Artikulation
Dtsch. zahnärztl. Z. 13, 146 (1958)

43. SINGER, F. und SCHÖN, F. Die partielle Prothese
Quintessenz-Verlag, 2. Aufl. 1965

44. SCHÖN, F. Moderne Prinzipien des Freiendersatzes
Dtsch. zahnärztl. Z. 17, 429 (1962)

45. SCHREIBER, S. Die Verankerung der Teilprothesen durch Teleskopkronen
Dtsch. zahnärztl. Z. 14, 983 (1959)

46. UHLIG, H. Über die Kaukraft
Dtsch. zahnärztl. Z. 8, 30 (1953)

47. VOSS, R. Der Sattel der partiellen Prothese
Zahnärztl. Welt/Ref. 82, 551 (1973)

48. WINDECKER, D. Messung des durchschnittlichen Kaukraftaufnahmevermögens von Prothesen mittels einer eigenstabilen Kaukraftmeßdose
Dtsch. zahnärztl. Z. 19, 808 (1964)

49. WINDECKER, D. Zur Basisgestaltung und zur Statik der abgestützten Teilprothese
Zahnärztl. Welt/Ref. 82, 504 (1973)

50. WINDECKER, D. und HERMANNS, W. Auswirkung der Werkstoffeigenschaften auf die Konstruktion und Dynamik der Unterkiefer-Freiendprothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 25, 804 (1970)

Herrn Professor Dr. H. HEHRING möchte ich meinen herzlichen Dank für die Überlassung des Themas und die entgegenkommende Unterstützung bei der Anfertigung der Arbeit aussprechen.

Mein Dank gilt weiterhin den Herren Dr. Dr. R. DROST und Dr. E. NOLTE, die durch ihren persönlichen Einsatz am Zustandekommen dieser Arbeit maßgeblich beteiligt waren.

LEBENSLAUF

Am 8. Februar 1948 wurde ich, Reiner Bergis, als Sohn des Studienrates Fritz Bergis und seiner Ehefrau Luise Bergis, geborene von Schaewen, in München geboren.

Von 1954 bis 1958 besuchte ich Volksschulen in Nördlingen und Würzburg. Die folgende Schulzeit verbrachte ich am Siebold-Gymnasium in Würzburg, wo ich am 21. Juli 1967 meine Reifeprüfung ablegte.

Im Oktober 1967 ließ ich mich an der Philosophischen Fakultät der Julius-Maximilians-Universität in Würzburg immatrikulieren. Nach einem Jahr verließ ich Würzburg, um zum Wintersemester 1968/69 das Studium der Zahnmedizin an der Freien Universität in Berlin aufzunehmen. Am 18. August 1971 legte ich hier die zahnärztliche Vorprüfung ab und erhielt nach bestandenem Staatsexamen am 8. Juli 1974 die Bestallung zum Zahnarzt.

Vom 15. September 1974 bis zum Ende des gleichen Jahres arbeitete ich als zahnärztlicher Assistent in einer Berliner Praxis; vom 1. Januar 1975 bis zum 31. März 1978 war ich als wissenschaftlicher Assistent in der prothetischen Abteilung der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Freien Universität Berlin tätig.